

**Studie zur Optimierung
von Modellsystemen
bei der Fertigung
implantatgetragener Suprakonstruktionen**

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität

von Eberhard Hofmeister

geboren am 14. Oktober 1972 in Saalfeld

erster Gutachter: _____

zweiter Gutachter: _____

dritter Gutachter: _____

Tag der öffentlichen Verteidigung: _____

Abkürzungsverzeichnis:

Abb.	Abbildung
AG	Arbeitsgemeinschaft
Aufl.	Auflage
Best.-Nr.:	Bestellnummer
bzw.	beziehungsweise
ca.	cirka (lat.: ungefähr, annähernd)
CCD	charge coupled device; Ladungsträgergekoppelte Schaltung
Clin Oral Implants Res	Clinical Oral Implants Research
CZ	Carl Zeiss
dent.lab.	Dentallabor
Dtsch.zahn.Z.	Deutsche Zahnärztliche Zeitung
et al.	et alii (lat.: und andere)
etc.	et cetera (lat.: und so weiter, und die übrigen)
Fa.	Firma
h	hour (Stunde)
incl.	inklusive
int.	International
Int J Prosthodont	International Journal of Prosthodontics
J.	Journal
J Clin Periodontol.	Journal of Clinical Periodontology
J Prosthet Dent	Journal of Prosthetic Dentistry
lat.	lateinisch
max.	maximal
min	Minuten
stck	Stück
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
Z.	Zeitschrift
Zahnarztl Mitt	Zahnärztliche Mitteilung
zwr	ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt

Inhalt:	Seite
Abkürzungsverzeichnis	3
Inhalt	4
1 Zusammenfassung	6
2 Einleitung	8
2.1 Ziele der Arbeit, Problemstellung	9
3 Material und Methode	
3.1 Material	
3.1.1 Konstruktion des Standardmodells	10
3.1.2 Modell- und Dubliersystem nach Rath	13
3.1.3 Giroform-Modellsystem	15
3.1.4 Pindex-Modellsystem	17
3.1.5 Frialt-2-Implantatsystem	20
3.1.6 Modellgips	22
3.1.7 Abformmaterial	24
3.1.8 Zusatzmaterialien	25
3.2 Methoden	
3.2.1 Standardisierungsprocedere	25
3.2.2 Vorversuche	
3.2.2.1 Optimiertes Standardmodell	27
3.2.2.2 Praktische Umsetzung	28
3.2.3 Experimentelles Procedere	34
3.2.4 Ökonomisch-ökologische Analyse	38
4 Statistische Absicherung	39
5 Ergebnisse	
5.1 Dimensionsgenauigkeit der Modellsysteme	
5.1.1 Modell- und Dubliersystem nach Rath	41
5.1.2 Giroform-Modellsystem	42
5.1.3 Pindex-Modellsystem	45

5.2	Vergleichsuntersuchungen	47
5.3	Ökonomische Analyse	
5.3.1	Zeiterfassung (Arbeits- und Wartezeiten)	52
5.3.2	Material-Ökonomie	54
5.4	Fehleranalyse	
5.4.1	Modell- und Dubliersystem nach Rath	56
5.4.2	Giroform-Modellsystem	57
5.4.3	Pindex-Modellsystem	59
6	Diskussion	
6.1	Vergleich der Dimensionstreue	60
6.2	Zeitanalyse	63
6.3	Materialverbrauch	65
6.4	Handling	66
6.5	Wartung und Pflege	68
6.6	Anschaffungs- und Folgekosten	69
6.7	Umweltverträglichkeit	72
7	Schlussfolgerungen	
7.1	MODU nach Rath	73
7.2	Giroform	74
7.3	Pindex	75
7.4	Resümee	76
8	Literaturverzeichnis	78
9	Anhang	
9.1	Selbstständigkeitserklärung	82
9.2	Lebenslauf	83
9.3	Danksagung	84

1. ZUSAMMENFASSUNG

Zur Reduktion von Misserfolgen in der Implantatprothetik müssen Fehlerquellen weitestgehend ausgeschaltet werden. Große Bedeutung kommt dabei der Schnittstelle Kieferchirurgie-Prothetik zu. Nach Osseointegration der Implantate sollte dieser Teilerfolg zu einem möglichst optimalen und stabilen Langzeitergebnis werden. In der Implantattechnologie werden besonders hohe Anforderungen an die Genauigkeit der Arbeitsmodelle gestellt, da osseointegrierte Implantate im Gegensatz zur parodontalen Kompensation natürlicher Zähne kaum Beweglichkeit aufweisen. Ziel der Untersuchung war es, die Exaktheit von Meistermodellen aus Superhartgips nach üblicher Abformung mit individuellen Löffeln zu ermitteln. Verglichen wurden ein Schalen-, ein Platten- und ein Gipssockel-Modellsystem.

Als Standardmodell wurde ein Modell aus Aluminium in Anlehnung an einen Unterkiefer gefertigt und mit vier zirkulär angeordneten Implantaten versehen. Führungshülsen und Abstandshalter garantierten eine gleichmäßige Abformmaterialstärke von drei Millimeter im Abformlöffel. Als Messmarken dienten gefräste Markierungen auf den zwischen den Implantaten liegenden Kieferkammabschnitten. Aus diesen 3 Messmarken konnten eine Bezugsebene gebildet, ein Mittelpunkt errechnet und von diesem der Abstand zu den Implantaten ermittelt werden. Es wurden drei ebenfalls aus Aluminium gefräste identische Abformlöffel benutzt, um die Modellsituation bei gleichen Bedingungen unmittelbar nacheinander abzuformen.

Die Polyether-Abformung (Impregum Penta Soft, 3M ESPE) erfolgte mit Hilfe dieser standardisierten „Funktionslöffel“. Nach entsprechender Rückstellzeit wurden diese mit Superhartgips (Fuji-Rock, gc) ausgegossen. An drei unterschiedlichen Modellsystemen sind Messreihen im ungesägten und gesägten Zustand gebildet worden (n=10; insgesamt 490 ausgewertete Messmarken).

Stellvertretend für die Schalensysteme wurde nach bereits vorliegenden Literaturergebnissen das MODU nach Rath gewählt. Für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit sind zum Ausgießen der Implantatsituation die Grundplatte sowie zum Vermessen die Arbeitsplatte benutzt worden. Als Plattenmodellsystem kam das Giroform- und als Gipssockelsystem das Pindex-Modellsystem zum Einsatz. Sowohl im ungesägten als auch im segmentierten Zustand sind die Modelle optisch dreidimensional vermessen und dokumentiert worden. Die Daten wurden mit Hilfe von Excel ausgewertet und statistisch mittels SPSS abgesichert.

Im ungesägten Zustand konnte bezüglich der Dimensionsänderung zum Standardmodell kein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Modellsystemen festgestellt werden. Die seit langem bekannte Gipsexpansion führt gegenüber dem Standardmodell insgesamt zu vergrößerten Meistermodellen. Bei dem verwendeten Fuji-Rock bestätigten sich die Herstellerangaben von ca. 0,08 %. Alle Modelle gaben die Situation vergrößert wieder (durchschnittliche Abweichung

vom Mittelpunkt des Standardmodells bei MODU: + 0,025 mm, Giroform: + 0,023 mm, Pindex: + 0,030 mm). Nach dem Segmentieren der Modelle wies Pindex, bedingt durch die Abbindeexpansion des Gipssockels, eine weitere Verschlechterung der Messwerte auf (+ 0,045 mm). Beim Vermessen von MODU und Giroform zeigte sich durch das Segmentieren wieder eine Annäherung an die Werte des Standardmodells (MODU: - 0,0079 mm, Giroform: + 0,0022 mm). Dabei ist der Unterschied zwischen MODU und Giroform (segmentiert) zu Pindex sowohl im ungesägten als auch im segmentierten Zustand signifikant ($p < 0,05$).

Neben einer optimalen Darstellung der Mundsituation spielen für die Auswahl eines geeigneten Modellsystems jedoch auch ökonomisch-ökologische Aspekte eine entscheidende Rolle. Es wurden u.a. die Herstellungszeiten der Modelle analysiert und nach Arbeits- und Wartezeiten unterteilt. Im Rahmen der Modellherstellung mittels MODU summierte sich zu 13:26 min Arbeits- noch eine halbe Stunde Wartezeit, bei Giroform betrug dieses Verhältnis 10:58 min zu einer halben Stunde und bei Pindex 17:14 min zu einer Stunde. Weiterhin stellen neben unterschiedlichen Anschaffungskosten auch die Folgekosten einen entscheidenden Faktor dar: MODU-Modelle ließen sich gefolgt vom Giroform-System am preiswertesten herstellen. Am teuersten war das Pindex-System. Als ökologischer Spitzenreiter kristallisierte sich das MODU heraus, denn hierbei musste nur der Superhartgips entsorgt werden. Da bei den Systemen Giroform und Pindex sowohl Metall- als auch Kunststoffanteile integriert sind, ist das Recycling erschwert.

Für die Herstellung passgenauer Arbeiten ist es unumgänglich, auf einem dreidimensional exakten Modell zu arbeiten. Bedingt durch das Expansionsverhalten des Typ-IV-Gipses stellen ungesägte Meistermodelle trotz exakter Abformung die Situation jedoch vergrößert dar. Natürliche Zähne können diese Expansion im gewissen Maße durch parodontale Resilienz kompensieren. Für osseointegrierte Implantate dagegen kann es schwerwiegende Folgen haben, wenn Suprakonstruktionen mit Spannungen eingegliedert werden. Weitaus mehr als bei Einzelzahnversorgungen zeigen sich Misserfolge bei weitspannigen prothetischen Arbeiten in Form von Frakturen an Schrauben, Meso- oder Suprastrukturen bis hin zu Verlust von Implantaten.

Die vorliegenden Untersuchungsergebnisse veranlassen daher gewissenhaft arbeitende Zahnärzte und Zahntechniker umzudenken: Mehrspannige Suprakonstruktionen sollten nicht wie weit verbreitet auf Gipssockel- oder Funktions-Modellen, sondern mittels segmentierter Schalen- oder Plattenmodell-Systeme angefertigt werden. Gerade durch die Minimierung der Fehler bei Abformung, Modell- und Gerütherstellung bis hin zur Gestaltung der fertigen Arbeit können spannungsfrei sitzende Suprakonstruktionen mit optimalem Randschluss Realität werden. Falls aus laborinternen Gründen auf die Modellherstellung mittels Gipssockelsystemen (Pindex) nicht zu verzichten ist, dürfen diese Modelle auf keinen Fall segmentiert werden.

Weiterführende Untersuchungen sollten u.a. klären, welche Präzision mit Modellen aus Epoxidharz bzw. der Nutzung der CAD/CAM-Technologie zur Gerütherstellung zu erzielen wäre.

2. EINLEITUNG

Die Implantatprothetik ist aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Durch weiterentwickelte Diagnostik und Methoden können nicht mehr ausschließlich zahnlose Patienten versorgt werden (Bücking und Suckert 1995). Das Spektrum reicht vom Einzelzahnimplantat, kleineren Brücken über implantatverankerte Prothesen bis hin zu implantatgetragenen, zirkulären Restaurationen. Zur Rehabilitation nach Tumorresektion und anschließender Rekonstruktion wird zur Fixierung von Prothesen oder Epithesen auf ungünstigen Knochen- und Weichteillagern die Möglichkeit der Implantatverankerung genutzt (Schlegel et al. 2004), (Palmer et al. 2001), (Pack et al. 1999).

Ziel dieser Arbeit ist es, den Versuch zu unternehmen, die in der Literatur angegebene Misserfolgsrate von bis zu 10 % über den Zeitraum von 10 Jahren in der Implantatprothetik zu reduzieren (Freesmeyer 2001). Diese Misserfolge äußern sich in periimplantären Infektionen, bindegewebiger Einheilung, Implantat- oder Schraubenfraktur, Fraktur in der Beschichtung oder Verblendung bis hin zum Implantatverlust (Weibrich und Al-Nawas 2001), (Roos-Jansaker 2007), (Lang et al. 2000), (Ormianer und Palti 2006). Langfristig gesehen handelt es sich ebenfalls um einen Misserfolg, wenn sich die rosa Ästhetik negativ entwickelt. Das heißt, Implantatränder werden durch unterschiedlichste Faktoren sichtbar, die Gingiva kann hyperplastisch oder einfach nur dauerhaft gereizt sein und für den Patienten und dessen Umwelt „unschön“ aussehen (Ishikawa-Nagai et al. 2007), (Hermann et al. 2007).

Misserfolge können unterschiedliche Ursachen haben: Mundhygiene oder Parafunktionen können die Patienten ebenso wie Nikotinkonsum selbst beeinflussen (DeLuca und Zarb 2006), (Hinode et al. 2006), (Strietzel et al. 2007), (Saxer et al. 2007). Erkrankungen sollten therapiert werden, sind aber nicht immer ohne Risiko für eine Implantatversorgung durchzuführen. So ist ein bestrahlter Kieferknochen ein schlechteres Implantatbett als ein unbelastetes Areal (Pack et al. 1999). Erkrankungen wie Osteoporose oder Diabetes mellitus galten einige Zeit als Kontraindikationen einer Implantation. Mittlerweile ist diese Meinung widerlegt, wenn chirurgisch anders vorgegangen, das Implantatlager anders aufbereitet und auf die wesentlich schlechtere Knochenstruktur Rücksicht genommen wird. Auch ein Diabetes mellitus ist grundsätzlich keine Kontraindikation mehr. Wenn der Blutzuckerspiegel gut eingestellt ist, spricht nichts gegen eine Implantation (Alsaadi et al. 2007), (Schliephake 2003), (Czerninski et al. 2006).

Durch diese modernere Indikationserweiterung ist das Augenmerk verstärkt auf die optimale, spannungsfreie Fertigung der Suprakonstruktionen zu lenken. Denn Fehler in der Planung und Herstellung der Implantat-Suprakonstruktion können ebenfalls zu Misserfolgen führen. Hier müssen Zahnarzt und Zahntechniker bemüht sein, ihre Fehlerquellen zu minimieren. Osseointegrierte Implantate weisen im Gegensatz zu durch das Parodontium elastisch verankerten, natürlichen Zähne kaum Beweglichkeit auf (Wöstmann 2001).

Mehr noch bei verschraubten als bei zementierten Konstruktionen erklärt dies die Forderung nach exakt passgenauen, implantatgetragenen Suprakonstruktionen (Karl et al. 2005). Es ist nicht immer möglich, prothetische Arbeiten im Patientenmund zu fixieren. Bei der Fertigung implantatgetragener Arbeiten mittels Galvanotechnik ist das Verkleben am Patienten eine Möglichkeit, spannungsfreie Gerüste herzustellen (Krampich 2001). Exakt passende, spannungsfreie Suprakonstruktionen sind eine von vielen Voraussetzungen für eine erfolgreiche Implantatprothetik (Shi und Zhou 2004).

Durch industriell gefertigte Konfektionsteile kann qualitativ hochwertiger Zahnersatz gefertigt werden, wenn der Zahnarzt eine perfekte Abformung liefert, auf deren Grundlage der Zahntechniker ein Präzisionsarbeitsmodell herstellen kann. Denn nur auf einem die Mundsituation optimal wiedergebenden Modell kann auch ein passgenauer Zahnersatz gefertigt werden (Freesmeyer 2000).

2.1 Ziele der Arbeit, Problemstellung

Ziel der Untersuchung war es, die maximal erzielbare Genauigkeit von Modellen aus Superhartgips nach Abformung mit individuellen Löffeln zu ermitteln. Ein die Mundsituation präzise wiedergebendes Meistermodell ist die Grundvoraussetzung für die Herstellung von Präzisionszahnersatz. Vielen Autoren fordern eine passiv bzw. spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion, um eine Schädigung der Implantat-Knochengrenze durch das Auftreten starker funktioneller Kräfte aufgrund der starren Osseointegration der Implantate zu vermeiden (Assif et al. 1994), (Herbst et al. 2000), (Inturregui et al. 1993), (Wichmann 1992).

Gemessen an dem Behandlungs- (operativ sowie Fertigung der Suprakonstruktion) und Kostenaufwand ist jeder Fehlschlag (unter anderem Fraktur der Suprakonstruktion, Verlust von Implantaten) ein gravierender Einschnitt. Daher sollte insbesondere die Schnittstelle Abformung

und Modellherstellung im Rahmen der Implantatprothetik in besonderem Maße begutachtet und optimiert werden.

Diejenigen Modelle, welche die Patientensituation möglichst exakt wiedergeben, nennt man Meistermodelle. Die Wahl des Modellsystems obliegt dem Zahntechniker. Auf dem Dentalmarkt wird eine Vielzahl von Modellsystemen angeboten. Die vorliegende Untersuchung beschränkt sich auf drei unterschiedliche praxisrelevante Systeme (Schilling 2000). Modelle aus Epoxydharz sind in diese Untersuchung nicht eingeflossen, da sie in der Zahntechnik bislang kaum Anwendung gefunden haben (Blümel und Brudach 1975), (Duke et al. 2000).

Nach entsprechender Praxisrecherche (Umfrage in einschlägigen Dentallaboratorien) (Schilling 2000) wurden ein Schalensystem, ein Plattensystem und ein Pinsystem in die vorliegende Vergleichsstudie einbezogen (Lehmann und Wengeler 1985), (Schilling 2000), (Wengeler 1985). Alle Modelle sollten in diesem Zusammenhang sowohl ungesägt als auch nach dem Segmentieren optisch dreidimensional vermessen und mit dem Standard-Urmodell verglichen werden. Als Ergebnis dieser Studie ist vorgesehen, detaillierte Empfehlungshinweise für eine optimierte Meistermodellherstellung zu erarbeiten und zu dokumentieren.

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Material

3.1.1 Konstruktion des Standardmodells

Das Standardmodell wurde in Anlehnung an eine vereinfachte Unterkiefersituation mit Zahnstümpfen, welches u.a. in den Untersuchungen von Egger (Jena) verwendet wurde (Egger 2000). Dieses Modell aus Aluminium bewährte sich in Egger's Untersuchungen in Bezug auf standardisiertes Arbeiten von der Abformung über die Modellherstellung bis zur Vermessung.

Für die vorliegende Studie musste das Standard- Unterkiefermodell umkonstruiert werden. So wurde der Kieferkamm weiter vereinfacht. Die parallelwandige Form ist zur Sicherung des Standards in eine 4° konische umgewandelt worden. Der Kieferkamm sollte dorsal der Molarenimplantate enden. Konische Führungshülsen zur Positionierung der Abformlöffel und zusätzliche Abstandshalter in der Medianebene an der anterioren und dorsalen Modellbegrenzung garantierten eine immer gleichmäßige Stärke des Abformmaterials..

Anstelle der Zahnstümpfe des Ausgangsmodells mussten Implantate so eingearbeitet werden, dass anterior zwei Implantate mit Durchmesser 4,5 mm und in der Molarenggend zwei Implantate mit Durchmesser 5,5 mm positioniert wurden. Dafür sind Stufenschrauben des Frialit-2-Implantatsystems verwendet worden. Alle Implantate sollten zur Vereinfachung der Messreihen bündig mit dem Kieferkamm abschließen und exakt senkrecht zum Kieferkamm stehen. Die kleineren Implantate sind in Regio 33 und 43, die größeren in Regio 36 und 46 eingearbeitet worden (Abb.1, 2).

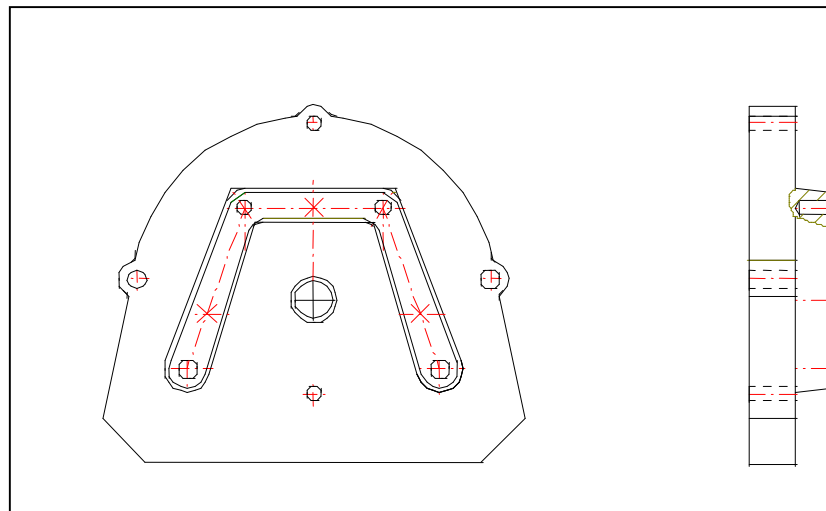


Abb.1 Konstruktion des Standardmodells

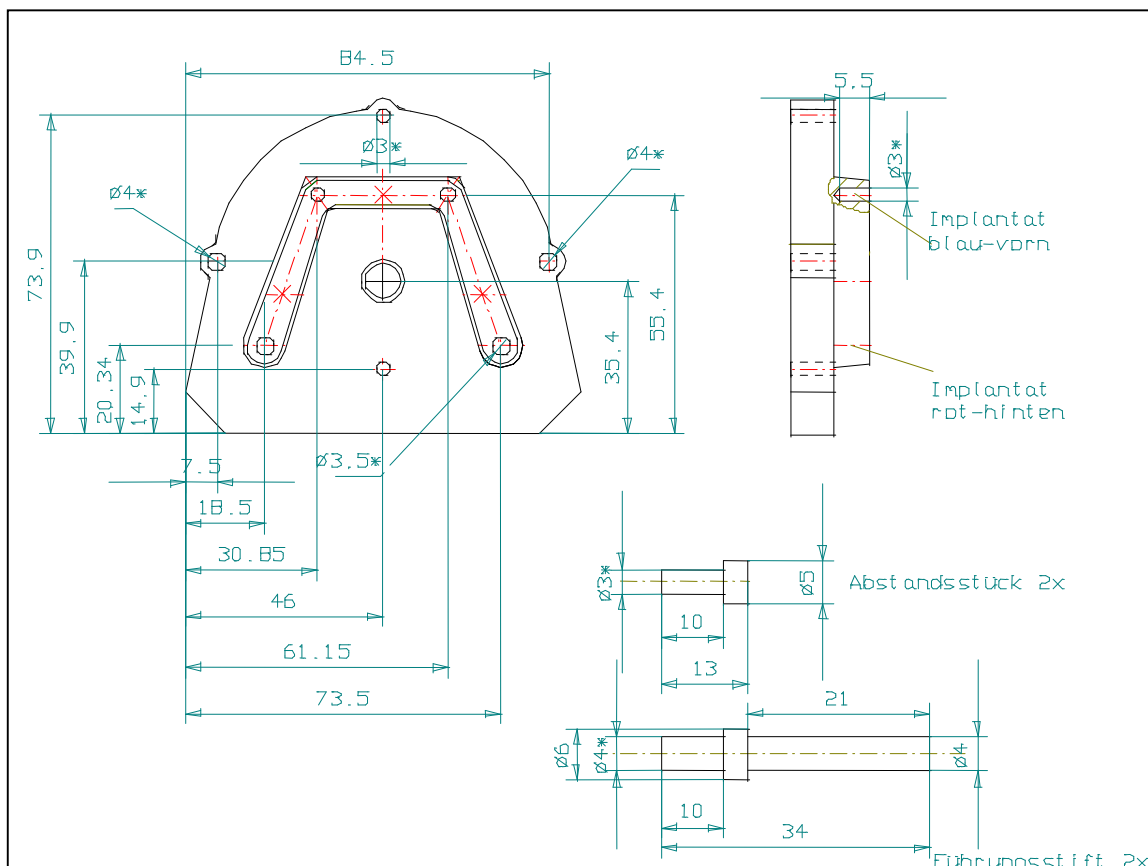


Abb.2 Konstruktion und Maße des abgewandelten Ausgangsmodells

Während der Vorversuche zeigte sich, dass mit nur einer zentralen Messmarke in der Modellmitte keine exakten Daten ermittelt werden konnten. Folglich wurden drei Messmarken so definiert, dass zwei Messmarken an den lateralen Kieferkammabschnitten und eine Messmarke auf dem frontalen Segment vorlagen (Abb.1, 2). Damit konnten eine Bezugsebene gebildet, der Modellmittelpunkt und von diesem der Abstand zu den Implantaten rechnerisch ermittelt werden.

Die Abformlöffel wurden ebenfalls aus Aluminium geätzt. Die Innenform ergab sich aus einer geforderten Abformmaterialstärke von 3 mm (Biffar und Bittner 1989), (Schwickerath 1980), (Bomberg et al. 1985), (Valderhaug und Floystrand 1984), durch exakte Passung der Führungshülsen wurde der Standard garantiert (Abb.3, 4).

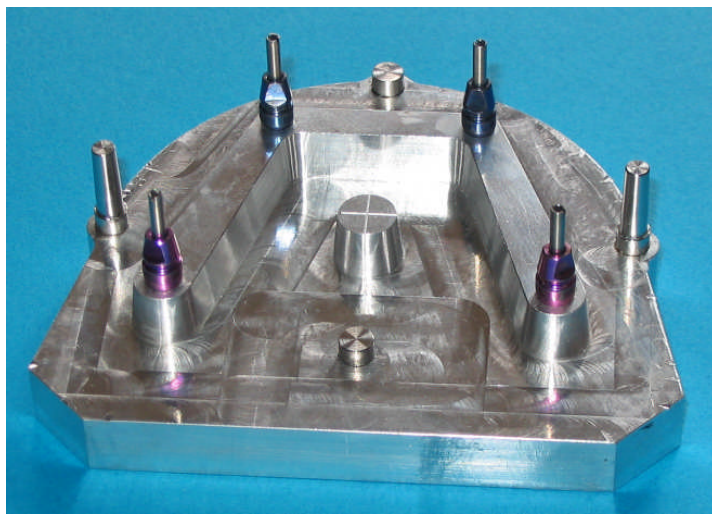


Abb.3 Standardmodell mit Implantaten (nur zentrale Messmarke)



Abb.4 Standardmodell und individuelle Löffel

3.1.2 Modell- und Dubliersystem nach Rath

Das MODU nach Rath wird als ein universelles, exakt aufeinander abgestimmtes System für rationales, präzises und kostengünstiges Arbeiten im Labor angeboten. Es besteht aus Grundplatten, Arbeitsplatten (mit geändertem Innenmaß – Expansionsausgleich), Dublierplatten und Präzisionsküvetten. Die Außenkonturen von Grund-, Arbeits- und Dublierplatten sind absolut identisch, so dass alle Platten des Modellsystems untereinander austauschbar sind. Die CNC-gefrästen Grundplatten weisen an der Grundfläche 93 konisch gefräste Zapfen auf, die bei der Modellherstellung im Gips entsprechend konische Öffnungen hinterlassen. So lassen sich nach dem Sägen die Gipssegmente sicher auf der Arbeitsplatte fixieren. Einzelteile können einfach und ohne Übertragungsfehler auf einen Frässockel oder in einen Artikulator übertragen werden (Rath 1990), (Rath 1991), (Rath 1992), (Rath 1995a).

Für die Untersuchungen im Rahmen dieser Arbeit wurden zum Ausgießen der Implantatsituation die Grundplatte, zum Vermessen der Situation die Arbeitsplatte benutzt. Grund- und Arbeitsplatte besitzen unterschiedliche Dimensionen, um nach dem Segmentieren die Abbindeexpansion des Superhartgipses auszugleichen (Rath 1990), (Rath 1992), (Rath 1995a).

Nach standardisierter Abformung des Standardmodells und entsprechender Ruhezeit wurden der Zahnkranz und die mit Silikonspray isolierte Grundplatte mit Superhartgips der Klasse 4 blasenfrei ausgegossen und exakt aufeinander gesetzt. Die Abbindezeit des Gipses wurde eingehalten, im Anschluss erfolgte das Lösen der Rändelschrauben und der Halteringe. Darauf folgte das vorsichtige Lösen des Gipsmodells aus der Grundplatte (Abb.5).



Abb.5 Arbeitsmodell mit Implantatpositionen
(ausgegossene Implantatsituation)

Hierfür ist dazu ein Hornhämmerchen benutzt worden. MODU bietet allerdings auch einen Austreiber an, welcher das Lösen des Gipsmodells von der Grundplatte erleichtern soll. Nach Entfernen von Gipsüberschüssen war es ohne Probleme möglich, das Gipsmodell auf die Arbeitsplatte zurückzusetzen und mit den Halteringen zu sichern.

Die standardisierten Zahnkränze aller Modellsysteme wurden zunächst im ungesägten Zustand vermessen. Nach deren Dokumentation konnte das Gipsmodell leicht von der Arbeitsplatte gelöst und so gesägt werden, dass jeweils die Implantate und die dazwischen liegenden Kieferkammabschnitte einzelne Segmente bildeten. Durch die in den Platten integrierten Pins ist ein exaktes Zurücksetzen in die Arbeitsplatte gewährleistet (Abb.6). Nach Sicherung der Gipssegmente mit den Halteringen erfolgte die Vermessung des segmentierten MODU-Modells zusammen mit den anderen Modellsystemen dieser Studie.

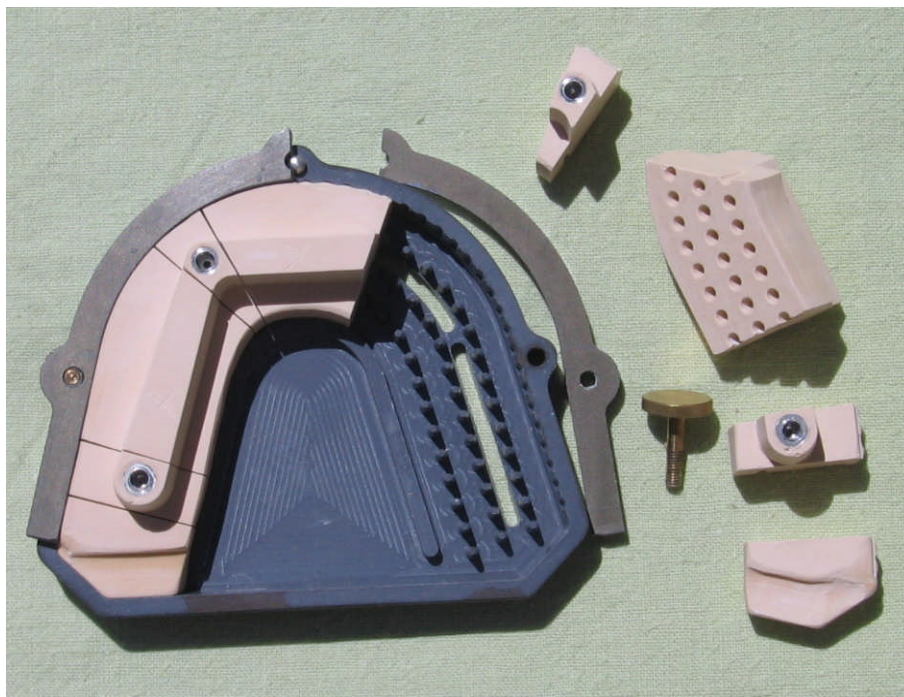


Abb.6 segmentiertes Modell (Modellsystem-Variante MODU nach Rath)

Tab. 1: verwendete Materialien zur Herstellung von Modellen nach dem MODU-System

Produkt	Bezeichnung	Hersteller
Superhartgips Typ 4	Fuji-Rock golden brown	GC Europe
Silikonspray		
Modellförmchen, bestehend aus:	Grundplatte	MODU
	Arbeitsplatte	
	Halteringe und Rändelschrauben	

3.1.3 Giroform-Modellsystem

Grundlage für das verwendete Plattensystem war das vom Zahnarzt Dr. Manfred Zeiser entwickelte, jetzt als Giroform-System verbesserte Modellsystem mit einer vor dem Ausgießen vorbereiteten, formstabilen Sockelplatte aus Kunststoff. Im Gegensatz zum Zeiser-Modellsystem sind die Giroform-Sockelplatten weiter optimiert worden und weisen durch ein verbessertes Pressverfahren eine größere Genauigkeit und Verwindungssteifigkeit auf (Hinzberg 2007).

Diese Sockelplatte wird individuell für jede Abformung gebohrt und mit Pins bestückt. Damit liegt eine Modellhälfte schon vor dem Ausgießen vor. Nach dem Abbinden, wenn sich der Gipsbrei verfestigt und mit der exothermen Erwärmung die Expansion einsetzt, erfolgt die Entformung und Segmentierung. Der Sägespalt wird zur Dehnfuge. Das Einzelsegment darf expandieren. Es kann seine Position innerhalb des Zahnkranzes nicht mehr verändern (Zeiser 1981), (Zeiser 1986), (AmannGirrbach 2004).

Die Modellherstellung im Rahmen dieser Untersuchung erfolgte mit der Giroform-Erstausrüstung. Nach Positionierung des Abformlöffels mit Knetmasse (Giroform putty) auf dem Abdruckträger-Standard konnte dieser Plattenträger durch einfache Stiftführung mit dem spielfrei gleitenden Kreutztisch des Pinbohrgerätes (Abb.7) verbunden und die Sockelplatte dazu positioniert werden. Der Laserpointer, exakt mit dem Pinbohrer geflutet, zeigt auf der Abformung die Bohrposition an. Es erfolgte das Bohren der Sockelplatte an den Positionen der Implantate und der dazwischenliegenden Kieferkammabschnitte zum späteren Segmentieren. Ohne die Hand vom Objekt zu nehmen, ist der Bohrvorgang mit einem in den Bohrtisch integrierten Schalter per Fingertipp ausgelöst worden. Die Späne entwichen durch den Freiraum zwischen Bohrtisch und Montageplatte (AmannGirrbach 2004).



Abb.7 Zur Vorbereitung der Sockelplatte verwendetes Pinbohrgerät

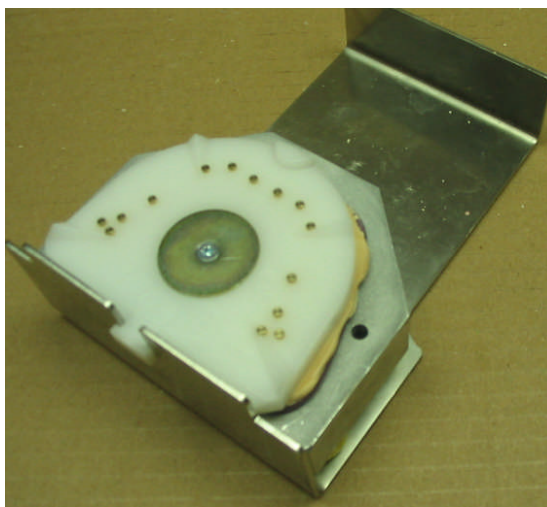


Abb.8 Ausgegossenes Modell auf dem Abdruckträger

Die Bohrlöcher der Sockelplatte sind mit Giroform- Pins bestückt worden. Anschließend erfolgte das Ausgießen des Zahnkranzes mit Superhartgips Typ 4. Die Pins der Sockelplatte wurden ebenfalls mit Gipsbrei benetzt. Durch die Führung der T-Nut des Abdruckträgers war die Positionierung der Platte exakt über der Abformung gewährleistet (Abb.8).

Nach entsprechender Abbindezeit des Gipses ist die jeweilige Implantatsituation zusammen mit den anderen Modellen vermessen, anschließend segmentiert und nochmals im gesägten Zustand (Abb.9) vermessen und dokumentiert worden.

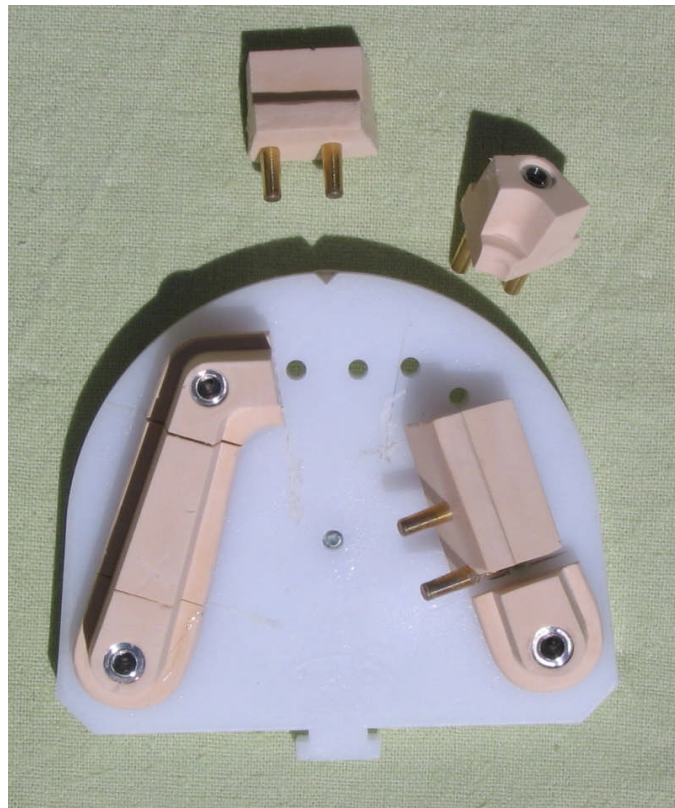


Abb.9 Segmentiertes Vermessungsmodell

Tab. 2 Verwendete Produkte des Giroform-Systems

Produkt	Bezeichnung	Hersteller
Superhartgips Typ 4	Fuji-Rock golden brown	GC Europe
Starter-Kit, bestehend aus:	Abdruckträger	AmannGirrbach
	Knetmasse putty	
	Pinbohrgerät	
	Pinbohrer	
	Plattenaufnahme L	
	Sockelplatten premium+	
	Pins	

3.1.4 Pindex-Modellsystem

Das Pindex-Modellsystem gilt in der Zahntechnik als weit verbreitet, jahrelang bewährt und einfach zu erlernendes Modellsystem. Es wurde von Bernard Weissmann nach der von Gregers Lystager 1972 patentierten Modellherstellungsmethode konzipiert. Zu dieser Zeit war dies ein revolutionäres Konzept der Stumpfmodellherstellung und schuf neue Standards für Stumpfmodellgenauigkeit, Retention und das präzise Zurücksetzen von Stümpfen.

Für die vorliegende Studie wurden die Abformungen mit Superhartgips Typ 4 ausgegossen und so entsprechende Zahnkränze hergestellt (Abb.10).



Abb.10 Ausgegossene Implantatsituation (Zahnkranz)

Nach Abbinden des Gipsbreis (Herstellerangaben!) und anschließender Entformung sind die Zahnkranzunterseite mit dem Trockentrimmer EWL5825 plan, die vestibulären und lingualen Anteile mit dem Zahnkranztrimmer EWL5826 von KAVO exakt konisch gestaltet worden (Abb.11, 12).



Abb.11 Trimmvorgang vor dem Pinnen



Abb.12 Trimmsituation im lingualen Zahnkranzbereich

Auf der Unterseite des Zahnkranzes erfolgte die Kennzeichnung der Positionen der späteren Sägeschnitte. Pro Segment sollten mit einem Pinbohrgerät zwei Pinlöcher angebracht und die Stufenpins mit Sekundenkleber gesichert werden. Über die Pins wurden die entsprechenden Kunststoffhülsen zum späteren Herausnehmen und Zurücksetzen der Einzelsegmente geschoben (Abb.13).

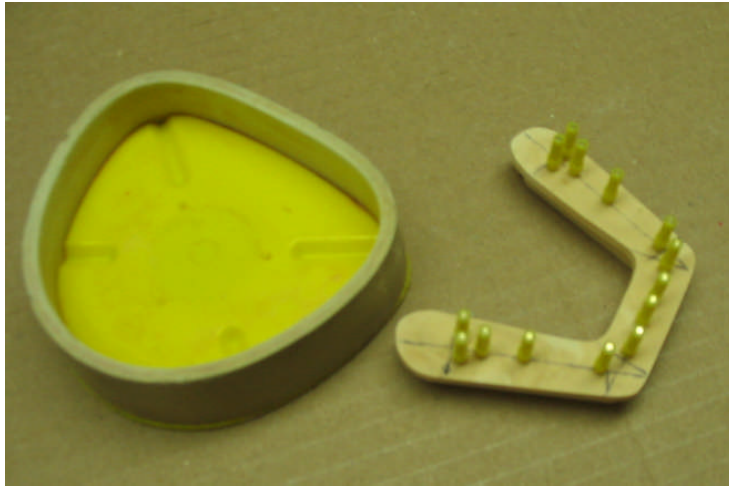


Abb.13 Zustand des gepinteten Zahnkranzes vor dem Ausgießen der Sockelplatte mit dem Sockelformer

Nach diesem Arbeitsschritt ist die Unterseite des Zahnkranzes isoliert, der Zahnkranz auf einem Modellsockelformer positioniert und mit dem fließfähigen Sockelgips Octa-Flow (azur) bis zur Zahnkranzunterseite aufgefüllt worden. Laut Hersteller beträgt die Abbindeexpansion nur 0,08% linear (HeraeusKulzer 2005).

Nach der Abbindezeit des Gipses erfolgte die Vermessung des Modells im ungesägten Zustand (Abb.14). In einem weiteren Arbeitsschritt sind die mit Pins versorgten Implantatsegmente aus dem übrigen Zahnkranz herausgesägt (Abb.15) und nochmals vermessen und dokumentiert worden.

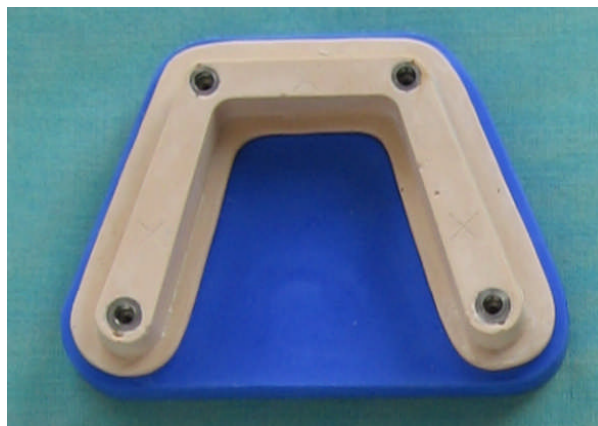


Abb.14 Ungesägte Modellsituation des Pindex-System

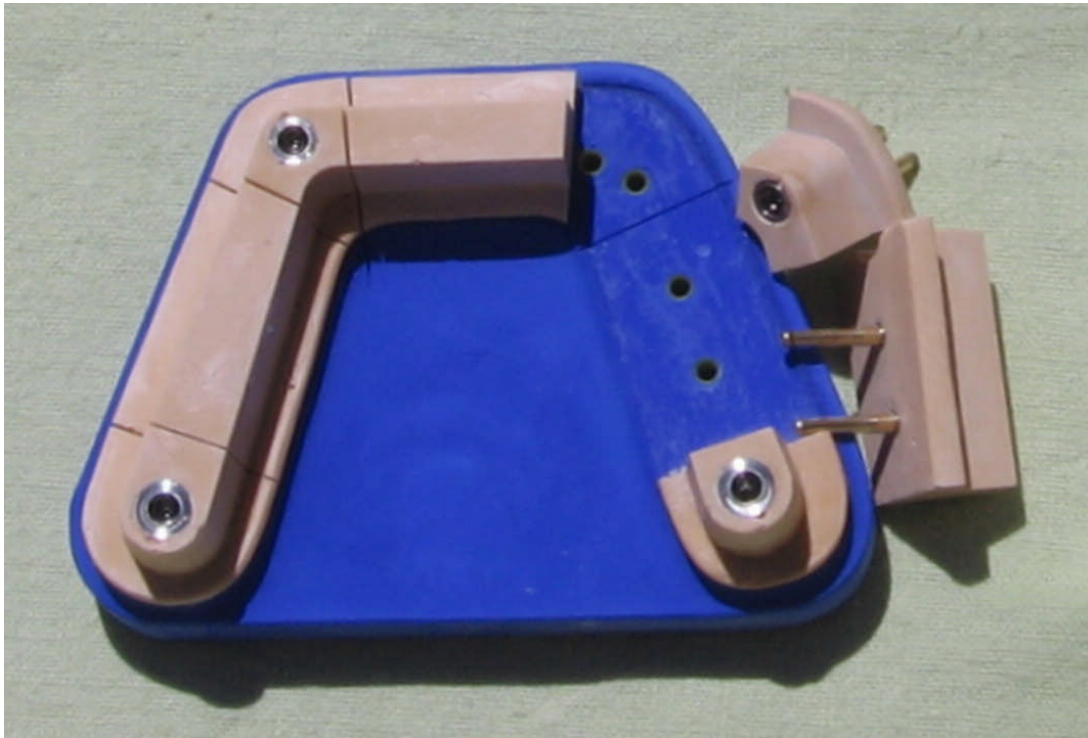


Abb.15 Segmentiertes Pindexmodell

Tab. 3: Verwendete Materialien zur Modellherstellung des Pindex-Systems

Produkt	Bezeichnung	Hersteller
Superhartgips Typ 4	Fuji-Rock golden brown	GC Europe
Pinbohrer	Ø 1,6 mm, Schaft Ø 3 mm	HeraeusKulzer
Pinbohrgerät	Pindex	HeraeusKulzer
Stufenpins und dazu gehörige Hülsen	Best.Nr.: 6460 1105	HeraeusKulzer
Sekundenkleber	Sekundenkleber 1733	Renfert
Gips-Gips-Isolierung	Aislar	HeraeusKulzer
Sockelgips	Octa-Flow azur	HeraeusKulzer
Sockelformer	Splitcast-Set klein (Formplatte und Gummiring)	HeraeusKulzer

3.1.5 Frialit-2-Implantatsystem

Als Implantatsystem wurde das Frialit-2 der Firma Friadent gewählt.

Die Erfolgsgeschichte von FRIALIT begann bereits im Jahr 1974 - mit der Entwicklung von FRIALIT-1 (auch als Tübinger Implantat bekannt) unter der Leitung von Prof. Dr. Willi Schulte. Die Weiterentwicklung von FRIALIT-1 zum FRIALIT-2-Implantatsystem ist die Konsequenz aus der Auswertung von mehr als 700.000 Patientendaten, einer lückenlosen Dokumentation über mehr als zwei Jahrzehnte und der 12-jährigen datenkontrollierten Langzeitauswertung von 1.064 Implantationen an 731 Patienten (d'Hoedt und Schulte 1987), (Perry und Lenchewski 2004), (Schulte und all 1992), (Weibrich et al. 2006). FRIALIT ist damit das am besten mit wissenschaftlichen Studien dokumentierte Implantatkonzept, was auch den beispiellosen Langzeiterfolg bei 97% aller Patienten nach fünf Jahren erklärt. Dabei ist die Erfolgs- Chance in der Mandibula etwas günstiger als die in der Maxilla zu beurteilen (Strietzel et al. 2004).

Die Form der FRIALIT-Implantate ist der natürlichen Zahnwurzel nachempfunden. Die Stufenform der Implantate gewährleistet dabei eine minimale Belastung des periimplantären Knochens durch eine gleichmäßige Verteilung der einwirkenden Kaukräfte (Abb. 16).

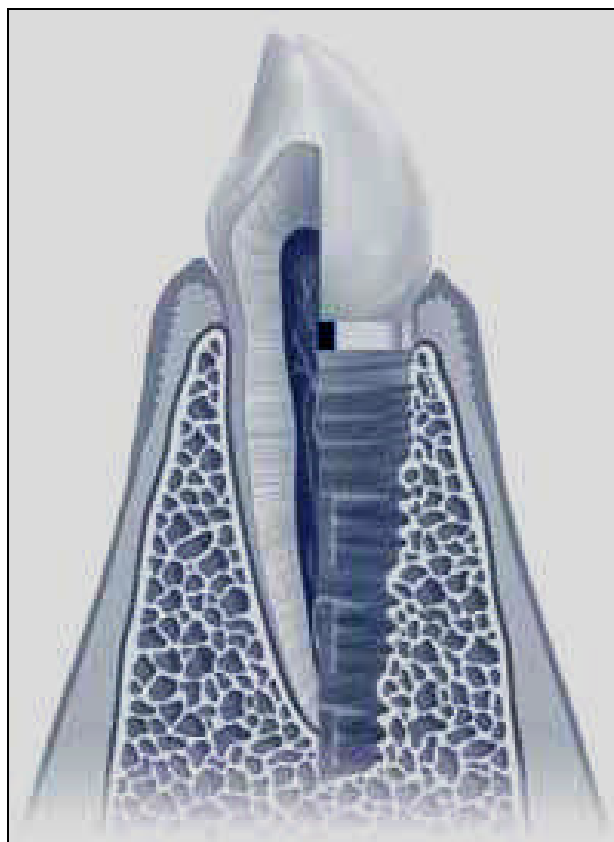


Abb. 16 Schematische Darstellung einer Stufenschraube

Quelle: http://www.friadent.de/goto/d/de/4_822_826/

Das Risiko der Perforation der vestibulären Knochenlamelle oder der Verletzung vitaler Strukturen bei der Präparation des Implantatlagers ist deutlich minimiert. FRIALIT-Implantate sind in den Durchmessern 3,4/ 3,8/ 4,5/ 5,5 und 6,5 mm verfügbar. Dies ermöglicht eine an den Durchmessern der natürlichen Zahnwurzel orientierte Implantatplanung mit maximaler Stabilität der Versorgung. Bei richtiger Implantatpositionierung kann ein ideales ästhetisches Ergebnis durch die optimale Rekonstruktion des zervikalen Interdentalraums erreicht werden.

Der Verbund zwischen Implantat und Aufbauteil erfolgt bei FRIADENT über eine lange Führung am Aufbau und im Implantat. Der Innensechskant sorgt für eine präzise Positionierung und einen rotationssicheren Verbund. Durch den langen parallelwandigen Führungszapfen wird der Implantat-Aufbau-Verbund optimal gegenüber lateral einwirkenden Kräften stabilisiert. Das Profil des Implantatplateaus ist extrem flach, damit kann das Risiko von Schleimhautperforationen deutlich minimiert und die prothetische Flexibilität erhöht werden. Bei der Abformung wird zwischen einem offenen und geschlossenen Vorgehen unterschieden.

Die geschlossene Vorgehensweise bzw. die indirekte oder Repositionstechnik eignet sich für optimal parallelstehende Implantate. Abformpfosten werden in die Implantate eingeschraubt und mit Transferkappen versehen. Nach Umspritzen der Übertragungsaufbauten wird der mit Abformmaterial bestückte Löffel eingesetzt. Die Transferkappen verbleiben beim Entfernen der Abformung in dieser, die Übertragungspfoften der Aufbauten im Patientenmund. Die Übertragungsaufbauten werden mit Laborimplantaten versehen und in die Abformung reponiert.

Die offene oder direkte bzw. Pick-up-Methode findet in der Literatur mit und ohne Verblockung Erwähnung, wobei in Verbindung mit Zahnseide und Acrylharz, kieferorthopädischem Draht und Acrylharz, nur Acrylharz oder Gips unterschieden wird (Assif et al. 1999), (Burawi et al. 1997), (Inturregui et al. 1993), (Naconecy et al. 2004). Die individuellen Löffel sind im Bereich der Übertragungspfoften perforiert, um die längeren Schrauben nach dem Abformen lösen zu können. Die Übertragungspfoften werden ebenfalls umspritzt und danach der mit Abformmasse bestückte Löffel in den Mund des Patienten gebracht. Nach dem Abbinden werden die Schrauben gelöst, beim Entnehmen der Abformung bleiben die Übertragungspfoften in der Abformung. In die in der Abformung befindlichen Übertragungsaufbauten werden die Laboranaloga geschraubt und das Meistermodell hergestellt.

Die eigenen Untersuchungen sind mit Stufenimplantaten mit Durchmesser 5,5 mm für die Molarenregion und mit Durchmesser 4,5 mm für die Eckzahnregion durchgeführt worden. Exakt passende Übertragungsaufbauten wurden mit längeren Schrauben für die Abformung auf das Standardmodell geschraubt. Die Abformung erfolgte mit Hilfe der standardisierten gefrästen,

offenen „individuellen Löffel“ mit Polyether. Nach Lösen der Schrauben konnte die Abformung vom Standardmodell gelöst werden. So sind jeweils drei Abformungen unmittelbar nacheinander für die zu untersuchenden Modellsysteme genommen worden.

Statt Laborimplantaten sind Stufenschrauben der entsprechenden Durchmesser benutzt worden. Diese erschienen im Vergleich dazu als wesentlich stabiler. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Modelle nach dem Vermessen und gleichzeitiger Dokumentation der ungesägten und segmentierten Situationen zerstört, die „Labor“-Implantate gereinigt und aus Kostengründen in der nächsten Versuchsreihe wieder verwendet.

3.1.6 Modellgips

Spezialhartgipse sind nach wie vor das Mittel der Wahl bei der Modellherstellung. Dies sind Gipse mit der geringsten Expansion und der größten Härte und als Typ IV der DIN-Norm 13911 (DIN 1976) bei max. 0,15 % linearer Expansion zusammengefasst (Marxkors 1993). Dentalgipse erreichen ihre maximale Expansion nach etwa 24 Stunden. Im Anschluss beginnt eine etwa sechs Tage dauernde Schrumpfungsphase, bis die Enddimension erreicht ist. Absolut verbleibt nach Expansions- und Schrumpfungsphase eine Vergrößerung der Gipsmodelle (Franz 1975), (Franz 1979), (Franz 1980), (Franz 1981), (Höft 1989), (Heshmati et al. 2002), (Fiefer 1997). Allerdings ist es kaum möglich, die Gipsmodelle eine Woche zu lagern, bevor mit Labortechnologie begonnen werden kann. (Schnellhardt 1989).

Der Wunsch vieler Patienten ist neben einer schmerzfreien vor allem auch eine zügige zahnärztliche Behandlung (Kimmel und Pfannenstiel 1968), (Lehmann 1986), (Stub et al. 1994).

Im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen sind jeweils alle drei Abformungen nach ca. zwei Stunden mit Fujirock- EP golden brown der Firma GC ausgegossen, aus zeitlich limitierenden Gründen schon nach 30- minütiger Abbindezeit entformt und vermessen worden. Für diesen Klasse- IV- Gips beträgt die Abbindeexpansion nur 0,08 % (gc).

Das Anmischen erfolgte genau nach Herstellerangaben. Auf 100g Gips sind 20g destilliertes Wasser abgewogen worden (Abb.17) (gc). Nach kurzem Durchmischen von Hand und anschließend 40 Sekunden maschinellen Anrührens im Wamix- 2M(S)- Anmischgerät von Wassermann erfolgte das blasenfreie Ausgießen der Abformungen unmittelbar nacheinander auf einem üblichen Rüttler (Abb.18, 19).



Abb.17 Präzises Abwiegen der Modellmaterialien



Abb. 18 Rüttler (Fa. Wassermann) zur Herstellung blasenfreier Präzisionsgipsmodelle



Abb. 19 Verwendete Modellsysteme im ungesägten Zustand

3.1.7 Abformmaterial

Hierbei wurde ein einzeitiges Abformmaterial mit dünnfließender Konsistenz gewählt. Dies erklärt die Forderung nach einem „individuellen“ Löffel (Marxkors 1985), (Marxkors 1993). Für die Versuche kam Impregum Penta Soft zum Einsatz. Dieses Material gilt als ein in der Zahnmedizin weit verbreiteter Polyether für Präzisionsabformungen (Holst et al. 2007), (Rehmann et al. 2006), (Wirz und Wöstmann 2002).

Polyether ist der Oberbegriff für verschiedene organische Verbindungen, deren Monomere über eine Sauerstoffbrücke ("Etherbindung") miteinander verbunden sind. Sie gelten als zu den Elastomeren gehörende chemische Verbindungen. Polyether sind äußerst präzise und bei trockener Lagerung volumenstabil. Wie im Arbeitsablauf gefordert, beeinträchtigt eine den Hygienemaßnahmen entsprechende Desinfektion diese Dimensionstreue nicht (Perez 1988), (Welker 1993), (Welker 1994), (Wadhvani et al. 2005). Als Vorteil gegenüber den Silikonen wird ihre relative "Wasserfreundlichkeit" gewertet - eine Eigenschaft, die im feuchten Mundhöhlenmilieu von Bedeutung ist (Bader und Setz 1992).

Zur Verbesserung der Haftkraft des Abformmaterials an den individuellen Löffeln sind diese sandgestrahlt worden (Edelkorund 110 µm) (Stöbel 1995). Nach Vorbehandlung der Löffel mit dem zum System gehörigen Polyether-Adhäsiv musste dieses kurz antrocknen. Um eine optimal durchmischte Konsistenz zu erhalten, ist das Pentamix-Gerät (Fa. ESPE) benutzt worden (Abb.20). Dadurch war ein homogenes, blasenfreies Anmischen auf Knopfdruck möglich und die Materialqualität jederzeit reproduzierbar. Somit konnten Verarbeitungs- und Anmischfehler weitgehend ausgeschlossen werden (Pospiech und Rammelsberg 1994) (Abb. 21).



Abb.20 Pentamix-Anmischgerät zur standardisierten Abformung mit Polyether

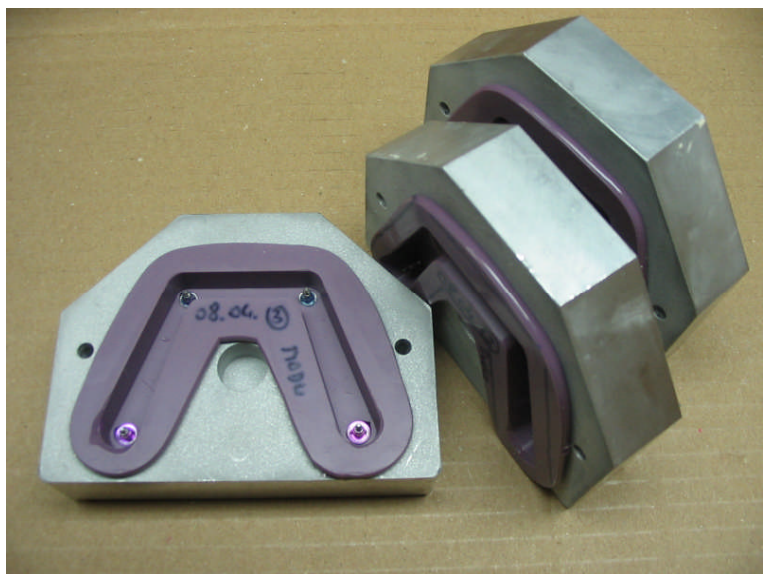


Abb.21 Entformungssituation unmittelbar nach standardisierter Abformung

3.1.8 Zusatzmaterialien

Für die Modellherstellung mittels Pindex wurden einige üblicherweise im zahntechnischen Laboratorium vorhandene Materialien benutzt.

Das Einkleben der Stufenpins geschah mittels handelsüblichem Sekundenklebers der Marke Renfert. Der Zahnkranz ist mit Gips- Isolation (Aislar) gegen den Modellsockel isoliert worden. Zum Sockeln des Zahnkranzes bieten viele Hersteller Sockelformer in verschiedenen Größen an. Um die Zahnkränze leichter vom Modellsockel bzw. von den Grundplatten zu lösen, können die Modellteile mit einem sanften Hornhämmerchenschlag voneinander gelöst werden.

Eine Waage mit 0,1 g Genauigkeit ist zum Dosieren des Gipspulvers verwendet worden. Mit einem Vakuumanmischgerät wurde der Gips maschinell angerührt und die Abformungen anschließend auf einem Modellrüttler ausgegossen.

Das Segmentieren der Modelle erfolgte mit einer gezahnten Diamantscheibe für das Handstück, die Säuberung der einzelnen Segmente mit kreuzverzahnten Gipsfräsen, Sandpapier und Druckluft. Aufgrund möglicher Dimensionsbeeinträchtigungen wurde bewusst darauf verzichtet, die Modelle mit dem Dampfstrahler zu reinigen (Rehse und Rehse 1999).

3.2 Methode

3.2.1 Standardisierungsprocedere

Um die Bedingungen bei der Abformung zu optimieren, wurde das Standardmodell stark vereinfacht. Der vereinfachte Unterkiefer mit Implantaten in Regio 36 – 33 – 43 – 46 wies keinerlei Unterschnitte auf, so dass sich die Abformungen beim Entformen kaum verzogen.

Zur Abformung sind drei individuell zum Urmodell gefräste Abformlöffel verwendet worden, welche immer genau 3 mm Abformmaterialstärke garantierten (Hofmann 1972), (Bomberg et al. 1985), (Schwickerath 1980). Größere Schichtstärken unterliegen einer größeren Schrumpfung und sind für den Anwender schwieriger zu handeln.

Durch Stoppstellen und Führungsrillen war es problemlos möglich, diese identischen, mit Polyether bestückten Abformlöffel während der Abformung immer in die gleiche Position zum Urmodell zu bringen. Mit einer Stoppuhr ist die Zeit vom Anmischbeginn an festgehalten worden, um bei allen Abformungen genau fünf Minuten Abbindezeit zu garantieren.

Die Abformung erfolgte mit Impregum der Firma Espe. Durch Benutzung des Pentamixgerät war eine absolut gleichmäßige Durchmischung garantiert (Pospiech und Rammelsberg 1994). Es ist darauf geachtet worden, dass das Anmischen für alle drei Abformungen aus der gleichen Kartusche erfolgte. Der erste Teil des durchmischten Stranges wurde nach Herstellerangaben verworfen, in Folge die Spritze und der individuelle Löffel mit Impregum befüllt. Nachdem die Abdruckpfosten der Implantate umspritzt worden waren, ist der Löffel bis zur Endstellung in den Führungsrillen positioniert worden. Nach exakt fünf Minuten Wartezeit sind die Schrauben der Aufbauten durch den offenen Löffel gelöst und die Abformung vorsichtig vom Urmodell genommen worden.

Da alle drei Abformungen unmittelbar nacheinander genommen wurden, sind die Umfeldbedingungen (Temperatur, Luftfeuchtigkeit, Luftdruck etc.) in jeder Versuchsreihe für die drei Modelle als identisch anzusehen.

In ähnlicher Weise erfolgte das Ausgießen und Vermessen der Modelle nach einer Rückstellzeit von zwei Stunden unmittelbar nacheinander. Dabei ist darauf geachtet worden, dass die erste Abformung auch zuerst ausgegossen wurde, die zweite danach und anschließend die dritte Abformung. So konnten annähernd gleiche Rückstellzeiten garantiert werden.

Durch das exakte Abwiegen des Superhartgipses mit einer Feinwaage und das Anmischen in einem trockenen Becher konnten Verfälschungen bezüglich der Gipskonsistenz weitgehend vermieden werden. Nach Herstellerangaben erfolgte die Dosierung von 100 g Gipspulver zu 20 ml destilliertem Wasser. Nach Portionierung des Pulvers wurde die entsprechende Menge Flüssigkeit zugegeben und nach kurzem Durchmischen von Hand mittels Vakuumanmischgerät 40 Sekunden maschinell angerührt_(gc). Das Ausgießen der Abformung erfolgte auf einem Dentalrüttler.

Die Modelle sind nach dem gleichen Schema unmittelbar nacheinander segmentiert und getrimmt worden, so dass die ungesägten Zahnkränze stets die gleiche Zeit mit dem Sockel verbunden waren. Zum Vermessen wurden die Modelle nacheinander fest auf dem Messtisch eingespannt und anschließend erfolgte die dreidimensionale, optische Vermessung der drei Messmarken sowie der Mittelpunkte der vier Implantate.

Zur Fehlerminimierung ist nach der Protokollierung des jeweils letzten Wertes bei den Modellsystemen die erste Messmarke anvisiert und an den Messuhren mit den zu Beginn der Messreihe aufgenommenen Werten verglichen worden. Nur bei Übereinstimmung der Werte für die jeweilige Versuchsreihe flossen die Daten in die Auswertung ein. Traten Differenzen auf, folgte eine Wiederholung dieser Messreihe.

Alle Werte wurden in einem Messprotokoll fixiert und im Anschluss über Excel durch Vektoren vom errechneten Modellmittelpunkt zu den jeweiligen Messpunkten dargestellt. Somit konnten systembedingte Unterschiede von Sockelhöhe sowie Kippungen zur Horizontalen durch das Sockeln der Modelle zurückgerechnet werden.

Die statistische Absicherung der errechneten Werte erfolgte mit SPSS.

Nach jeder Versuchsreihe sind die Meistermodelle je nach Abfallart unterteilt und entsorgt, die Implantate für die nächste Untersuchung gereinigt worden. Die erforderliche Zeit, die zur Säuberung der einzelnen Systemkomponenten benötigt wurde, ist ebenfalls dokumentiert worden.

3.2.2 Vorversuche

3.2.2.1 Optimierte Standardmodell

Die Anfertigung des Standardmodells erfolgte in Anlehnung an einen Unterkiefer. Es flossen eine Vielzahl detaillierter Überlegungen in die Konstruktion ein, um die Versuchsreihen weitestgehend zu standardisieren und Fehler zu minimieren. So sind keinerlei Unterschnitte an den „Kieferkämmen“ zu finden. Die Implantate wurden in Regio 36, 33, 43 und 46 eingearbeitet, so dass möglichst weite Strecken zur Vermessung verfügbar waren. In der Modellmitte ist eine Messmarke als Bezugspunkt angebracht worden.

Um die Abformungen für die drei Modellsysteme jeweils unter identischen Bedingungen nehmen zu können, wurden auch drei Abformlöffel angefertigt. Da mit Impregum abgeformt werden sollte, musste eine Möglichkeit gefunden werden, die Abformlöffel immer in die gleiche Position zum Standardmodell zu bringen, welche eine Abformmaterialstärke von 3 mm ermöglichten. Mit zwei Führungshülsen und vier Stoppstellen konnte diese Anforderung gelöst werden (Abb. 22).

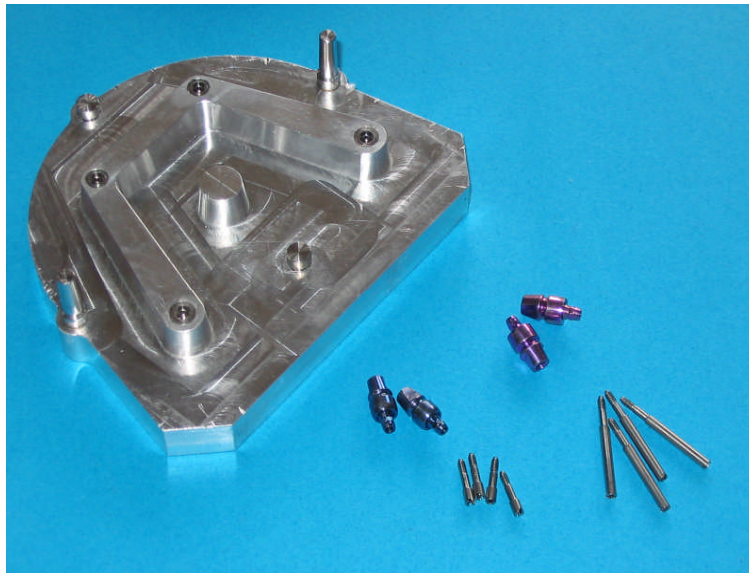


Abb. 22 Standardmodell mit Übertragungsaufbauten vor Umarbeitung

3.2.2.2 Praktische Umsetzung

Im Rahmen von Vorversuchen sind die theoretischen Überlegungen zur Modellherstellung und Standardisierung auf ihre praktische Umsetzbarkeit überprüft worden.

Erste Versuchsreihe:

Es erfolgte die Herstellung der ersten Meistermodelle anhand des Standardmodells. Dabei sind benötigte Materialmengen und Arbeits- sowie Wartezeiten der einzelnen Modellsysteme für das Ausgießen der Abformungen samt Sockelherstellung ermittelt und dokumentiert worden (Tab. 4). Das Urmodell und die erste Modellreihe wurden zusammen optisch dreidimensional mit einer Genauigkeit von $\frac{1}{4} \mu\text{m}$ vermessen und ebenfalls dokumentiert (Tab. 5).

Tab. 4 Protokoll zur Material- und Zeitanalyse

Material- und Zeitanalyse	Vorbereitung	Anmischen	Gips-	Abbinde-	Entformung	Trimmen	Gips-	Abbinde-	Nacharbeit	Sägen
	Pinnen	Ausgießen	menge	zeit		Pinnen	menge	zeit	Trimmen	
	(min)	(min)	(g)	(min)	(min)	Sockeln	(g)	(min)	(min)	(min)
MODU										
Giroform										
Pindex										
Zeitanalyse	Arbeitszeit	Wartezeit		Gesamtzeit						
MODU										
Giroform										
Pindex										

Tab. 5 Messprotokoll

Modellsystem _____ vom _____._____._____, Messung am _____._____._____			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke			
36			
33			
43			
46			

Änderungen des Versuchsaufbaus:

Es zeigte sich, dass mit einer Messmarke nur Vektoren, jedoch keine Bezugsebene ermittelt werden können. So wurden auf dem Urmodell drei Markierungen auf den seitlichen Kieferkammabschnitten und im frontalen Segment angebracht, um eine Bezugsebene sowie einen Mittelpunkt rechnerisch ermitteln zu können (Tab 6).

Tab. 6 Überarbeitetes Messprotokoll

Modellsystem _____ vom _____._____._____, Messung am _____._____._____			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
36			
33			
43			
46			

Die Abformlöffel waren im dorsalen Bereich zu massiv, so dass sie das Handling, insbesondere bei Anfertigung des Giroform-Modells mittels Abdruckträger, erschwerten. Die Abformlöffel sind dorsal gekürzt worden, so dass die Innenform unverändert, die Außenform des Löffels insgesamt verkleinert und damit gewichtsreduziert vorlag (Abb. 23).



Abb. 23 Standardmodell und Abformlöffel nach Umarbeitung

Die Kontrolle des Abformergebnisses erfolgte visuell sowohl am Abformnegativ als auch -positiv. Es war nicht immer möglich, das Standardmodell so wiederzugeben, dass die Implantate exakt in der auf dem Standardmodell definierten Position abgeformt waren. Trotz Lösen der längeren Schrauben vor dem Entformen konnte es passieren, dass die Übertragungsaufbauten sich aus der Abformung lösten. Ein exaktes Zurücksetzen war nicht so ohne weiteres möglich, spätestens auf dem Gipsmodell zeigte sich eine Höhendifferenz zwischen Kieferkamm und Implantatniveau. Solche sichtlich fehlerhaften Gipsmodelle wurden verworfen und nicht vermessen.

Fehler bei der Modellherstellung konnten weitgehend ausgeschlossen werden. Wegen der im Rahmen dieser Untersuchung notwendigen Analyse von Zeitabständen und Materialmengen sind die Modelle einzeln nacheinander hergestellt worden. Durch exaktes Abwiegen des Gipspulvers (0,1 g Messgenauigkeit) und Abmessen einer entsprechender Menge destillierten Wassers im Standzylinder war das Anmischverhältnis genormt. Nach kurzem Durchmischen von Hand erfolgte ein 40 Sekunden dauerndes Anrühren im Vakuumanmischgerät Wamix der Firma Wassermann. Die Abformungen konnten mit der nötigen Sorgfalt ohne Zeitnot ausgegossen werden, da wie oben beschrieben, die Modelle unmittelbar nacheinander und nicht gemeinsam ausgegossen worden sind.

Eine weitere Fehlerquelle ist bei der Vermessung reduziert worden. Zu Anfang der Versuchsreihen lieferte die Messeinrichtung immer wieder Werte, die nicht allein mit der Gipsexpansion oder dem Lösen von Übertragungspfosten aus der Abformung zu erklären waren. Eine entsprechende Fehleranalyse zeigte, dass der Antrieb des Messtisches einen Defekt aufwies und somit erneuert werden musste.

Bei Erschütterungen des Messtisches konnten die Modelle auf dem Modelltisch verrutschen. Diese Positionsänderung der Modelle während des Messvorgangs konnte ausgeschlossen werden, indem die erste Messmarke nach Aufnahme aller Messpunkte immer wieder anvisiert wurde. Nur bei exakter Übereinstimmung dieses zu Anfang und zu Ende der jeweiligen Messung aufgenommenen Wertes sind die Daten in die Untersuchung eingeflossen, ansonsten ist die Messreihe für das offensichtlich verrutschte Modell wiederholt worden. Durch die Messgenauigkeit von $\frac{1}{4} \mu\text{m}$ konnte die Kontrolle nur über die Messeinrichtung erfolgen.

Diese Kontrolle erfolgte sowohl bei ungesägten als auch an den segmentierten Modellsystemen.

Als Ergebnis der Vorversuche ergibt sich das *daraus resultierende Untersuchungsprocedere* wie folgt:

Die Modellherstellung ist jeweils über das optimierte Standardmodell mit Hilfe der reduzierten Abformlöffel vorgenommen worden. Für die Abformung mussten die Übertragungspfosten der Implantate mit den längeren Schrauben fixiert werden. Die drei Abformungen erfolgten unmittelbar nacheinander. Als Abformmaterial kam Impregum Penta Soft zum Einsatz. Mit Hilfe des Pentamix-Anmischgerätes konnte ein identisches Anmischen für jede Abformung gewährleistet werden. Der erste Teil des Mischstranges ist dabei nach Herstellerangaben verworfen worden. Nach exakt fünf Minuten Abbindezeit mussten zum Entformen der Abformung vom Standardmodell die Implantatschrauben gelöst werden. In die Übertragungsaufbauten konnten anschließend die Modellimplantate vorsichtig eingeschraubt werden, ohne diese zu verdrehen.

Nach einer definierten Rückstellzeit (zwei Stunden) sind jeweils die drei unterschiedlichen Meistermodelle hergestellt worden.

Für das *MODU nach Rath* wurden 110 g Superhartgips abgewogen und mit 22 ml destilliertem Wasser erst kurz manuell angerührt, anschließend im Vakuumanmischgerät 40 Sekunden durchmischt. Auf einem Modellrüttler erfolgte das blasenfreie Ausgießen der mit Silikonspray isolierten Grundplatte und des Zahnkranzes. Nach dem Aufsetzen des ausgegossenen Abformlöffels auf die Grundplatte konnte der Gips ohne weitere Erschütterung abbinden.

Die Herstellung der Modelle nach dem **Giroform-System** benötigte vor dem Ausgießen der Abformung einiges an Vorbereitung. Für den Bohrvorgang ist der Abformlöffel auf einem Giroform-Abdruckträger positioniert worden. Der Laserpointer zeigte exakt die zu bohrende Position auf der Abformung an. Die Bohrungen der Grundplatte auf dem Kreutztisch des Pinbohrgerätes erfolgten an genau diesen definierten Positionen. Nach der Bestückung der Sockelplatte mit Pins waren die Vorbereitungen abgeschlossen. Exakt 30 g Superhartgips und 6 ml destilliertes Wasser sind nach Herstellerangabe (100 g zu 20 ml) identisch zum MODU-Verfahren angemischt, der Zahnkranz ausgegossen und die Pins der Sockelplatte benetzt worden. Über die Nut am Abdruckträger konnte die Sockelplatte exakt an der im Vorfeld bestimmten Position in den Gipsbrei der Abformung abgesenkt werden. Die Abformung wurde ebenfalls bis zur Abbindung nicht mehr bewegt.

Zur Herstellung eines Modells nach dem **Pindex-System** sind 50 g Superhartgips auf 10 ml destilliertes Wasser abgewogen und nach gleichem Schema angemischt worden. Nach einer halben Stunde Abbindezeit folgte die Entformung des Zahnkranzes zusammen mit den anderen beiden Modellsystemen. Während die Modelle des MODU nach Rath und des Giroform ungesägt fertig vorlagen, musste der Zahnkranz des Pindex-Modells noch getrimmt, gepint und gesockelt werden. Für den Sockel wurden nach Herstellerangaben 100 g Sockelgips mit 23 ml destilliertem Wasser abgemessen und verarbeitet. Die Abbindezeit betrug wiederum eine halbe Stunde.

Zur optischen Vermessung sind nacheinander das Standardmodell und die drei Meistermodelle mit der Messeinrichtung verbunden worden (Abb. 24).



Abb.24 Messeinrichtung zur dreidimensionalen Vermessung

Diese in der Studie benutzte Messeinrichtung ist kein kommerzielles Gerät, sondern ein extra für diese Untersuchungen von Dr. Zöllner (Institut für angewandte Optik, Jena) entwickeltes spezielles Lichtschnittmikroskop für Tiefenmessung. Als Stativ benutzte man ein Werkzeugmikroskop von VEB CZ Jena, für Bewegung ein XY-Koordinatenmesstisch Fa. Märzhäuser mit einer Ansteuerung von CZ, die Signalaufnahmen mit der CCD-Kamera Axiocam und entsprechenden Software KS300 von CZ.

Nach dem Messprotokoll wurden alle Messmarken sowie Implantatmittelpunkte dreidimensional in x, y und z ermittelt und festgehalten. Die x- und y-Werte konnten dabei direkt an einem Display (Abb. 25), der z- Wert über eine separate, mit dem System verbundenen Messuhr (Abb. 26) abgelesen werden. Eine Kontrolle erfolgte, indem die zuerst aufgenommene Messmarke nach der letzten Messung mit dem Fadenkreuz angepeilt und mit den Ausgangswerten verglichen worden ist. Nur bei Übereinstimmung dieser Werte wurde die Messreihe ausgewertet, ansonsten wiederholt. Im Rahmen der Vorversuche traten diesbezüglich Fehler auf. Über die Kontrolle der ersten Messmarke konnte jedoch sichergestellt werden, dass die Modelle während der Messung auf dem Messtisch ihre Position nicht veränderten.



Abb.25 Display zur Ermittlung x, y



Abb. 26 Messuhr für z-Werte

Zum Sägen sind die Zahnkränze vom Sockel gelöst worden. Nach der Herstellung der Implantatsegmente erfolgte die Säuberung der Sockel und der einzelnen Segmente mit Druckluft, um Fehler beim Positionieren der einzelnen Modellteile durch Gipssplitter oder andere Verunreinigungen auszuschließen. Bei MODU konnten die einzelnen Segmente zusätzlich durch die Halteringe und Rändelschrauben gesichert werden.

Nach dem Segmentieren sind die Messungen an den gesägten Modellen nach gleichem Schema wiederholt worden. Die Kontrolle der ersten Messmarke erfolgte ebenfalls zu Ende der Messwertermittlung.

3.2.3 Experimentelles Procedere

Nach Abschluss der Vorversuche und anschließender Fehlerkorrektur erfolgte die Durchführung der Versuchsreihen.

Analog zu den optimierten Vorversuchen wurden unmittelbar nacheinander Impregum-Abformungen vom Standardmodell genommen und mit den Modellimplantaten versehen. Nach definierter Rückstellzeit von exakt zwei Stunden sind die Abformungen ausgegossen worden. Um annähernd gleiche Rückstellzeiten zu gewährleisten, ist die erste Abformung auch zuerst ausgegossen worden, die zweite danach und zuletzt die dritte Abformung. Die Entformung der Zahnkränze erfolgte eine halbe Stunde nach dem Ausgießen in der Reihenfolge der Abformungen.

Nach dem Fertigstellen der Modelle ist nach dem im Vorversuch erstellten Messprotokoll optisch dreidimensional vermessen und die Messwerte dokumentiert worden (Tab. 7). Wie in den Vorversuchen erfolgte eine Kontrolle, indem die zuerst aufgenommene Messmarke zuletzt ins Visier genommen und mit den Ausgangswerten verglichen worden ist. Nur bei Übereinstimmung dieser Werte wurde die Messreihe ausgewertet, ansonsten wiederholt. Über eine abschließende Kontrolle der ersten Messmarke konnte sichergestellt werden, dass die Modelle während der Messung auf dem Messtisch ihre Position nicht veränderten.

Nach Erfassung der Ausgangs- Messdaten (ungesägte Modelle) ist die Schnittführung beim Sägen so gelegt worden, dass die Implantate und die dazwischen liegenden Kieferkammabschnitte jeweils ein vergleichbar dimensioniertes Segment bildeten. Analog der Ausgangs-Messdatenerfassung wurde nach der Segmentierung ebenfalls optisch dreidimensional vermessen und die Daten im Messprotokoll dokumentiert (Tab. 8).

Tab. 7 Messprotokoll ungesägter Modelle

Original , Messung vom ____.			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

____. Versuchsreihe an ungesägten Modellen			
Modellsystem: MODU vom ____., Messung am ____.			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Modellsystem Giroform vom ____., Messung am ____.			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Modellsystem: Heraeus PIN vom ____., Messung am ____.			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Tab. 8 Messprotokoll gesägter Modelle

_____. Versuchsreihe an gesägten Modellen			
Modellsystem: MODU vom _____._____._____, Messung am _____._____._____			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Modellsystem Giroform vom _____._____._____, Messung am _____._____._____			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Modellsystem: Heraeus PIN vom _____._____._____, Messung am _____._____._____			
Messpunkt	x-Wert	y-Wert	z ₁ /z ₂ -Wert
Messmarke 1			
Messmarke 2			
Messmarke 3			
Zahn 36			
Zahn 33			
Zahn 43			
Zahn 46			

Die Auswertung der Messwerte erfolgte über Excel. Aus den drei Messmarken (jeweils x, y, z) wurde eine Bezugsebene ermittelt und ein Modellmittelpunkt errechnet sowie von letzterem der Abstand zu den Implantatmittelpunkten als Vektor.

Meistermodellbedingt ergaben sich unterschiedliche Sockelhöhen. Diese konnten nicht so ausgerichtet werden, dass die Messmarken jeweils die gleiche Position einnahmen. So mussten in einem ersten Rechenschritt die Messwerte der Messmarke 1 von x, y und z auf 0 gesetzt werden. Über die Vektorrechnung war eine Möglichkeit gegeben, im Excel die Bezugsebene, den Referenzpunkt und von diesem den Abstand zu den Implantatmittelpunkten zu ermitteln. Da die Dimension des Standardmodells zu Anfang jeder Versuchsreihe mit erfasst wurde, war die Ermittlung der Dimensionsänderung pro Implantat und Modellsystem bei den jeweiligen Umfeldbedingungen einer Versuchsreihe besser möglich.

Die Darstellung der Implantatmittelpunkte vom Referenzpunkt erfolgte in Vektoren (Tab. 9).

Nach Vermessung und Dokumentation der Messdaten aller ungesägten und segmentierten Modelle wurden diese zerstört und die Modellimplantate nach gründlicher Reinigung in der nächsten Versuchsreihe wieder verwendet. Insgesamt sind zehn Versuchsreihen dokumentiert worden.

Vier Messreihen mussten komplett verworfen und wiederholt werden, da die Messeinrichtung einen Defekt aufwies. Die Berechnung lieferte Werte, die sich allein aus der Gipsexpansion nicht ableiten ließen. Bei genauerer Fehler sondierung fokussierte sich die Ursache auf einen abgenutzten Antrieb am Messtisch, der darauf erneuert wurde.

Tab. 9 Beispielprotokoll der Dokumentation und Berechnung der Messwerte

Original	22.03.2005			Berechnung			ermittelte Strecken			Vektoren	
	X(1/4µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	syst. Fehler
Messmarke 1	-200	0	0	0	0	0	0	0	0	23,2349218	
Messmarke 2	93349	-91432	-0,121	93549	-91432	-0,121	23,38725	-22,858	-0,121	23,0261494	
Messmarke 3	185673	1341	-0,189	185873	1341	-0,189	46,46825	0,33525	-0,189	23,2349218	
Referenzpkt.	92936,5	670,5	-0,0945	92936,5	670,5	-0,0945	23,234125	0,167625	-0,0945		
Implantat 36	-17873	48168	0,06	-17673	48168	0,06	-4,41825	12,042	0,06	30,0944928	
Implantat 33	32256	-91764	-0,248	32456	-91764	-0,248	8,114	-22,941	-0,248	27,6161238	
Implantat 43	153432	-90881	-0,364	153632	-90881	-0,364	38,408	-22,72025	-0,364	27,4622274	
Implantat 46	201911	49832	-0,266	202111	49832	-0,266	50,52775	12,458	-0,266	29,9336716	
MODU	ungesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	-303	-8	0	0	0	0	0	0	0	23,2666477	
Messmarke 2	93417	-91072	0,01	93720	-91064	0,01	23,43	-22,766	0,01	23,0219992	
Messmarke 3	185818	2034	-0,151	186121	2042	-0,151	46,53025	0,5105	-0,151	23,2666477	
Referenzpkt.	93060,5	1021	-0,0755	93060,5	1021	-0,0755	23,265125	0,25525	-0,0755		
Implantat 36	-17916	48845	-0,07	-17613	48853	-0,07	-4,40325	12,21325	-0,07	30,1418773	0,0473846
Implantat 33	32707	-91281	-0,069	33010	-91273	-0,069	8,2525	-22,81825	-0,069	27,5275381	-0,088585
Implantat 43	153654	-90321	-0,208	153957	-90313	-0,208	38,48925	-22,57825	-0,208	27,4437654	-0,018462
Implantat 46	201802	50381	-0,299	202105	50389	-0,299	50,52625	12,59725	-0,299	29,9256387	-0,008032
Giroform	ungesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	-178	-380	0	0	0	0	0	0	0	23,2584648	
Messmarke 2	93951	-91600	0,063	94129	-91220	0,063	23,53225	-22,805	0,063	23,0547594	
Messmarke 3	185876	1598	-0,273	186054	1978	-0,273	46,5135	0,4945	-0,273	23,2584648	
Referenzpkt.	93027	989	-0,1365	93027	989	-0,1365	23,25675	0,24725	-0,1365		
Implantat 36	-18079	47610	-0,062	-17901	47990	-0,062	-4,47525	11,9975	-0,062	30,1187276	0,0242347
Implantat 33	32961	-92332	-0,035	33139	-91952	-0,035	8,28475	-22,988	-0,035	27,6414169	0,0252931
Implantat 43	154334	-90940	-0,204	154512	-90560	-0,204	38,628	-22,64	-0,204	27,5700217	0,1077942
Implantat 46	201624	50241	-0,409	201802	50621	-0,409	50,4505	12,65525	-0,409	29,8920183	-0,041653
Pindex	ungesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	-320	-305	0	0	0	0	0	0	0	23,2781798	
Messmarke 2	93650	-91538	0,008	93970	-91233	0,008	23,4925	-22,80825	0,008	23,0175511	
Messmarke 3	185896	1359	-0,216	186216	1664	-0,216	46,554	0,416	-0,216	23,2781798	
Referenzpkt.	93108	832	-0,108	93108	832	-0,108	23,277	0,208	-0,108		
Implantat 36	-18103	47990	0,004	-17783	48295	0,004	-4,44575	12,07375	0,004	30,1555871	0,0610943
Implantat 33	32577	-91988	-0,037	32897	-91683	-0,037	8,22425	-22,92075	-0,037	27,5958221	-0,020301
Implantat 43	153814	-91023	-0,208	154134	-90718	-0,208	38,5335	-22,6795	-0,208	27,5065165	0,0442890
Implantat 46	202047	49658	-0,293	202367	49963	-0,293	50,59175	12,49075	-0,293	29,9498871	0,0162155
MODU	gesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	451	536	0	0	0	0	0	0	0	23,2426818	
Messmarke 2	94088	-90572	0,046	93637	-91108	0,046	23,40925	-22,777	0,046	22,9601308	
Messmarke 3	186386	1994	-0,131	185935	1458	-0,131	46,48375	0,3645	-0,131	23,2426818	
Referenzpkt.	92967,5	729	-0,0655	92967,5	729	-0,0655	23,241875	0,18225	-0,0655		
Implantat 36	-16975	49057	-0,016	-17426	48521	-0,016	-4,3565	12,13025	-0,016	30,0737004	-0,020792
Implantat 33	33347	-91054	-0,042	32896	-91590	-0,042	8,224	-22,8975	-0,042	27,5356493	-0,080474
Implantat 43	154365	-90069	-0,145	153914	-90605	-0,145	38,4785	-22,65125	-0,145	27,450497	-0,011730
Implantat 46	202425	50210	-0,294	201974	49674	-0,294	50,4935	12,4185	-0,294	29,8735517	-0,060119
Giroform	gesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	375	115	0	0	0	0	0	0	0	23,2573101	
Messmarke 2	94377	-91099	0,077	94002	-91214	0,077	23,5005	-22,8035	0,077	23,0365629	
Messmarke 3	186421	1961	-0,278	186046	1846	-0,278	46,5115	0,4615	-0,278	23,2573101	
Referenzpkt.	93023	923	-0,139	93023	923	-0,139	23,25575	0,23075	-0,139		
Implantat 36	-17426	48237	-0,05	-17801	48122	-0,05	-4,45025	12,0305	-0,05	30,1141903	0,0196975
Implantat 33	33457	-91685	-0,013	33082	-91800	-0,013	8,2705	-22,95	-0,013	27,6029122	-0,013211
Implantat 43	154733	-90335	-0,159	154358	-90450	-0,159	38,5895	-22,6125	-0,159	27,5125128	0,0502853
Implantat 46	202369	50639	-0,363	201994	50524	-0,363	50,4985	12,631	-0,363	29,9329886	-0,000683
Pindex	gesägt										
	X(1/4 µm)	Y(1/4 µm)	Z in mm	x (genullt)	y (genullt)	z (genullt)	X in mm	Y in mm	Z in mm	Abstand (RP)	
Messmarke 1	655	319	0	0	0	0	0	0	0	23,2624344	
Messmarke 2	94431	-91147	-0,002	93776	-91466	-0,002	23,444	-22,8665	-0,002	23,0579952	
Messmarke 3	186746	1843	-0,228	186091	1524	-0,228	46,52275	0,381	-0,228	23,2624344	
Referenzpkt.	93045,5	762	-0,114	93045,5	762	-0,114	23,261375	0,1905	-0,114		
Implantat 36	-17184	48430	0,021	-17839	48111	0,021	-4,45975	12,02775	0,021	30,142984	0,0484912
Implantat 33	33317	-91515	-0,014	32662	-91834	-0,014	8,1655	-22,9585	-0,014	27,6364188	0,0202950
Implantat 43	154764	-90622	-0,217	154109	-90941	-0,217	38,52725	-22,73525	-0,217	27,5435575	0,0813301
Implantat 46	202958	50424	-0,304	202303	50105	-0,304	50,57575	12,52625	-0,304	29,9713515	0,0376798

3.2.4 Ökonomisch-ökologische Analyse

Die benötigten Herstellungszeiten zur Anfertigung der einzelnen Meistermodellvarianten sind detailliert nach Arbeits- und Wartezeiten aufgeschlüsselt worden. Die Arbeitszeiten setzen sich hierbei aus folgenden Arbeitsschritten zusammen: Vorbereitung des Abformnegatives, Pinnen (bei Giroform vor dem Ausgießen des Zahnkranzes, bei Pindex anschließend), Anmischen und Ausgießen, Entformung, Segmentieren und Nacharbeit. Zusätzlich floss in diese Analyse der Aufwand zum Reinigen und Herstellen des Ausgangszustandes der System-Komponenten mit ein. Die Wartezeiten ließen sich aus den geforderten Abbindezeiten des Superhartgipses ableiten: jeweils 30 Minuten sowohl für den Zahnkranz- als auch Sockelgips (Pindex).

Weiterhin wurde recherchiert, mit welchen Anschaffungs- bzw. Folgekosten für die unterschiedlichen Systemvarianten zu rechnen ist. AmannGirrbach bietet beispielsweise einen Starter-Kit an, in welchem eine Grundausstattung zur Giroform-Modellherstellung enthalten ist. Zum effektiven Arbeiten im Laboralltag ist diese jedoch nicht ausreichend, so dass eine beachtliche Anzahl an Zusatzteilen erforderlich ist. Nützliches Zubehör, u.a. für die Herstellung von Spezialmodellen bzw. Spezialmodellteilen, ist ebenfalls für die unterschiedlichen Meistermodellsysteme analysiert worden. Dabei belaufen sich die jeweiligen Zahlen auf online-Dentalkataloge vom Juli 2007 ohne eventuell verhandelbare Rabatte.

Als abschließender Punkt der ökonomisch- ökologischen Analyse ist die Umweltverträglichkeit beim täglichen Gebrauch durch die Anwender beleuchtet worden. Modelle fallen täglich in der Zahntechnik je nach Laborgröße in unterschiedlich großen Mengen als Abfall an. Diese müssen der Entsorgung zugeführt werden. Die vorliegende Untersuchung ermittelt, aus welchen zum Teil unterschiedlichen Materialien ein Sägeschnittmodell hergestellt wird. Der daraus letztendlich resultierende Aufwand für die Entsorgung der Modelle oder Modellanteile obliegt den Anwendern.

4 STATISTISCHE ABSICHERUNG

Zur statistischen Absicherung sind die mittels Excel errechneten Daten in das SPSS übertragen worden. Jede einzelne Implantatposition der unterschiedlichen Modelle ist mit der Position des Standardmodells verglichen worden. Die wichtigste Aussage war die Ermittlung der Signifikanz mit Hilfe des SPSS.

Über die 2-faktorielle Varianzanalyse konnten sowohl die Dimensionsänderung der einzelnen Implantatpositionen als auch der über alle vier Implantate gemittelte Fehler in Abhängigkeit vom Modellsystem jeweils ungesägt und segmentiert verglichen werden.

Im Multivariate- Test in der Pillai-Spur wurde abgelesen, ob Wechselwirkungen zwischen dem Sägemodus und dem verwendeten Modellsystem auftraten. Ist dieser Wert größer als 0,1, so kann vereinfacht interpretiert werden. Wenn er kleiner als 0,1 ist, deutet das auf eine Wechselwirkung hin. Die Aussage bestätigen auch die Diagramme der Dimensionsunterschiede der einzelnen Implantate und der gemittelten Abweichungen, in der die zwei Linien parallel verlaufen (vereinfachte Interpretation) oder nicht (Abb. 27).

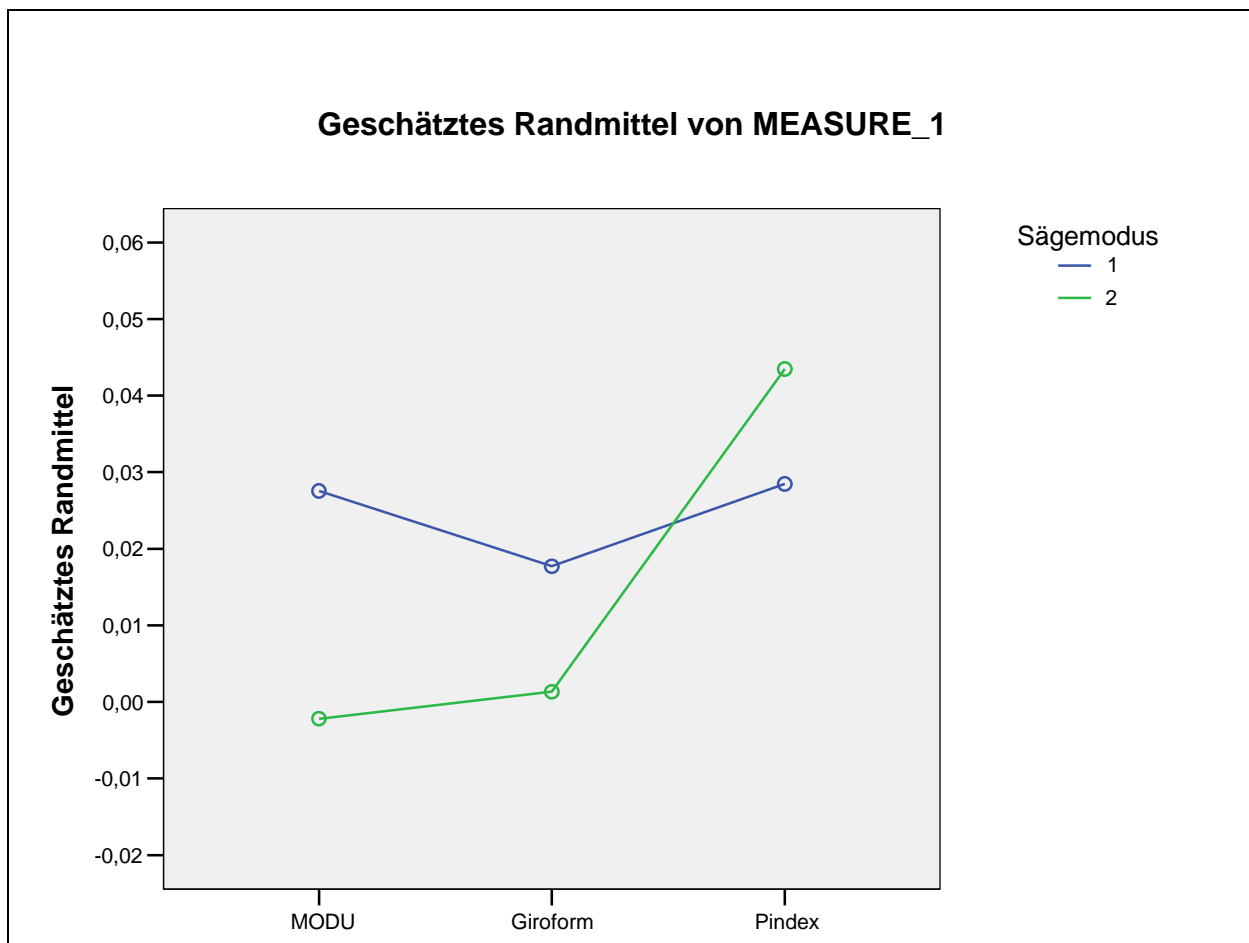


Abb. 27 Profildialogramm mit sichtbaren Wechselwirkungen (Linien schneiden sich) der für über alle 4 Implantatpositionen gemittelten Dimensionsunterschiede zum Standardmodell

Das Ergebnis des Multivariate-Tests bestätigte die vorhandenen Wechselwirkungen, weshalb die Daten in zwei Gruppen zerlegt werden mussten. Die weitere Interpretation erfolgte einzeln für die ungesägten und segmentierten Modelle.

Über die einfaktorielle Varianzanalyse war eine Möglichkeit gegeben, die Daten einzeln zu analysieren. Im Test der Zwischensubjekteffekte wurde unter „modell“ der p-Wert abgelesen und mit 0,05 verglichen. Ist der p-Wert größer als 0,05, besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Modellen, ist der p-Wert kleiner, ist dieser Unterschied signifikant.

Wie schon die Profildigramme (Abb.27) vermuten ließen, war der Dimensionsunterschied im ungesägten Zustand nicht signifikant, dagegen im gesägten Zustand sowohl bei jeder einzelnen Implantatposition als auch bei der über alle vier Implantate gemittelten Abweichung.

Wegen der Signifikanz des Sägemodus bei den segmentierten Modellsystemen mussten die Modelle im Modellvergleich mittels T-Test bei unabhängigen Stichproben weiter interpretiert werden. Sowohl für jede einzelne Implantatposition als auch der über alle Implantate gemittelte Wert sind für MODU und Giroform, MODU und Pindex sowie Giroform und Pindex zueinander in Beziehung gesetzt worden. Im Test der Zwischensubjekteffekte konnte wieder der p-Wert abgelesen und mit 0,05 verglichen und somit die Signifikanz bestimmt werden.

Drei weitere einfaktorielle Varianzanalysen wurden durchgeführt. Als zu interpretierende Größe sollte der Sägemodus innerhalb eines Modellsystems untersucht werden. Für jede einzelne Implantatposition als auch für die gemittelten Verfälschungen aller Implantate eines Modellsystems sind gepaarte T-Tests durchgeführt worden, um signifikante Unterschiede zu suchen. Hier ergaben sich unterschiedliche Signifikanzen für die einzelnen Implantatabweichungen und den über vier Implantate gemittelten Unterschied: Im Mittel ist der Sägemodus bei allen Modellsystemen signifikant. Bei der Betrachtung der Abweichungen der einzelnen Implantate zeigte MODU nur einen signifikanten Unterschied auf 10 % Niveau an Implantat 36, was möglicherweise an der Streuung der Messwerte lag.

Bei Pindex konnte an den Implantaten 36, 33 und 46 kein signifikanter Unterschied vom Sägemodus festgestellt werden, im Mittel relativieren sich diese Werte jedoch wieder. Auch die Profildigramme lassen diese Vermutung zu. Lediglich an Implantat 43 ist eine deutliche Vergrößerung der Distanz vom Referenzpunkt zum Implantatmittelpunkt zu verzeichnen.

5 ERGEBNISSE

5.1 Dimensionsgenauigkeit der Modellsysteme

5.1.1 Modell- und Dubliersystem nach Rath

Der Vergleich mit dem Standardmodell ergab bei der Modellherstellung mit *MODU nach Rath* folgende Messwerte:

Im ungesägten Zustand lieferte die optische Vermessung Werte, die mit den allgemeinen Werten der Gipsexpansion von 0,08 bis 0,15 % linear größtenteils übereinstimmten. Damit ergab sich eine positive Dimensionsänderung, welche sich in einer Vergrößerung gegenüber dem Standardmodell äußerte (Tab. 10, 11).

Tab. 10 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für MODU (ungesägt) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,1261	30,141	30,1419	30,1304	30,1413	30,1178	30,1462	30,1357	30,1366	30,1241
33	27,6204	27,6248	27,6175	27,6166	27,6066	27,6334	27,641	27,6235	27,6139	27,6151
43	27,5184	27,5211	27,5144	27,5172	27,5203	27,5191	27,5074	27,5228	27,5196	27,5096
46	30,0167	30,0207	30,0556	30,0387	30,0356	30,028	30,0211	30,0191	30,0236	30,0094

Bei Zusammenfassung der einzelnen Messreihendaten und einer Mittlung der Dimensionsunterschiede der Implantatposition (Tab.11) kann die Streuung der einzelnen Werte als Qualitätsmerkmal für reproduzierbare Modellherstellung herangezogen werden.

Tab. 11 Differenzen der Implantatpositionen (ungesägt) zum Urmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
MODU 1	0,00864714	0,03089823	0,01991187	0,03099053
2	0,02883634	0,02618545	0,01172985	0,03290908
3	0,03242806	0,02141434	0,01214912	0,06227156
4	0,01846831	0,02100814	0,02085723	0,05561229
5	0,02226599	0,01231019	0,02116268	0,04096956
6	0,00276631	0,04228217	0,02388488	-0,06812683
7	0,03214243	0,05112481	0,02226154	0,02655985
8	0,0241339	0,03271438	0,07334875	0,03157553
9	0,0228575	0,02109211	0,0264714	0,03964657
10	0,00975799	0,01925057	0,01049843	0,0231984
Durchschnitt	0,0202304	0,02782804	0,02422758	0,02756065

Ungesägt lieferte das MODU-System eine durchschnittliche Abweichung von + 0,025 mm, der geringste gemessene Dimensionsunterschied lag bei – 0,068 mm, die größte Verfälschung bei + 0,073 mm. Jedoch können bei jeder Messreihe einzelne Ausreißer auftreten, so dass die gemittelten Werte der vier Implantate herangezogen wurden. Hier lag der kleinste gemessene Unterschied bei + 0,020 mm, der größte bei + 0,028 mm.

Nach entsprechender Dokumentation erfolgte das Segmentieren und die erneute Vermessung der Modellsysteme im Vergleich zum Standardmodell. Wie im MODU-System mit Grund- und Arbeitsplatte integriert, wiesen die Positionen der Implantatmittelpunkte im Gegensatz zur ungesägten Situation wieder annähernd Standardmodellwerte auf. Durch das geänderte Innenmaß der Arbeitsplatten (Rath 1995a) und einen nur minimal expandierenden Superhartgips konnten sogar verkürzte Strecken der Implantatposition zum Referenzpunkt nachgewiesen werden (Tab. 12, 13).

Tab. 12 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für MODU (segmentiert) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,112	30,1471	30,0837	30,1377	30,1097	29,9976	30,1145	30,1353	30,11668	30,1188
33	27,5926	27,6012	27,5649	27,616	27,5869	27,5774	27,5731	27,4549	27,58107	27,5876
43	27,5101	27,5133	27,4805	27,4938	27,4695	27,4886	27,482	27,4816	27,48577	27,4908
46	29,9841	29,9974	30,0174	30,0037	29,9818	29,9969	29,9855	30,0175	29,98231	30,0045

Tab. 13 Differenzen der Implantatpositionen (segmentiert) zum Standardmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
MODU 1	-0,0055	0,00311	0,01157	-0,00159
2	0,03495	0,00255	0,00393	0,00965
3	-0,0257	-0,0312	-0,02173	0,02399
4	0,02577	0,02041	-0,00255	0,02057
5	-0,0093	-0,0074	-0,0296	-0,01286
6	-0,1175	-0,0138	-0,00658	-0,09928
7	0,00046	-0,0168	-0,00314	-0,00903
8	0,02376	-0,1359	0,03218	0,03005
9	0,00289	-0,0117	-0,00731	-0,00161
10	0,0045	-0,0083	-0,00821	0,01824
Durchschnitt	-0,0066	-0,0199	-0,00315	-0,00219

Im segmentierten Zustand lag der durchschnittliche Dimensionsunterschied der MODU-Modelle bei – 0,008 mm. Im Durchschnitt wies die unterste Messabweichung einen Wert von – 0,019 mm, die größte Messabweichung einen von – 0,002 mm auf.

5.1.2 Giroform-Modellsystem

Bei der Modellherstellung mit dem *Giroform-System* ergaben sich im Vergleich zum Standardmodell folgende Messwerte:

Im ungesägten Zustand lieferte die optische Vermessung Werte, die mit den allgemeinen Werten der Gipsexpansion von 0,08 bis 0,15 % linear größtenteils übereinstimmten. Damit ergab sich eine positive Dimensionsänderung, welche sich in einer Vergrößerung gegenüber dem Standardmodell äußerte (Tab. 14, 15).

Tab. 14 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für Giroform (ungesägt) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,138	30,1173	30,1187	30,1425	30,1359	30,132	30,1381	30,1425	30,118	30,1317
33	27,6191	27,6366	27,6414	27,6202	27,615	27,6404	27,6272	27,6226	27,6175	27,6155
43	27,5168	27,5037	27,527	27,5189	27,5208	27,5455	27,5016	27,5128	27,5419	27,5005
46	30,0169	30,0207	30,0202	30,0154	30,0121	30,0136	30,0232	30,0058	30,0225	30,0197

Werden die Daten zusammengefasst und die Abweichung der Implantatpositionen (Tab.15) gemittelt, kann die Streuung der einzelnen Werte als Qualitätsmerkmal für eine reproduzierbare Modellherstellung herangezogen werden.

Tab. 15 Differenzen der Implantatpositionen (ungesägt) zum Standardmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
Giroform 1	0,02055	0,02965	0,01829	0,03118
2	0,00519	0,03795	-0,0058	0,03295
3	0,00928	0,04529	0,02477	0,02682
4	0,03055	0,0246	0,0226	0,03229
5	0,01691	0,02069	0,02173	0,01742
6	0,01694	0,04926	0,05029	-0,08253
7	0,02411	0,03725	0,01649	0,02865
8	0,03101	0,03175	0,06333	0,01834
9	0,00418	0,02473	0,0488	0,03854
10	0,01732	0,01969	0,0015	0,03352
Durchschnitt	0,0176	0,03209	0,0262	0,01772

Ungesägt lieferte das Giroformsystem einen durchschnittlichen Dimensionsunterschied von + 0,023 mm, die geringste, gemessene Abweichung lag bei – 0,008 mm, die größte Verfälschung bei + 0,063 mm. Da bei jeder Messreihe einzelne Ausreißer auftreten, sind die gemittelten Werte der vier Implantate herangezogen worden. Hier lag die kleinste Abweichung bei + 0,018 mm, die größte bei + 0,032 mm.

Nach ordnungsgemäßer Dokumentation wurde segmentiert, anschließend die Segmente auf die Sockelplatte reponiert und erneut im Vergleich zum Standardmodell vermessen. Entsprechend der Philosophie des Giroform-Systems zeigen sich die Positionen der Implantatmittelpunkte im Gegensatz zur ungesägten Situation wieder annähernd an der Stelle des Standardmodells. Durch die bereits vor dem Ausgießen der Abdrucksituation gepintten Kunststoff-Sockelplatten wirkt der Sägespalt als Dehnfuge (AmannGirrbach 2004) und die Verfälschung der Dimensionen wird annähernd ausgeglichen (Tab. 16, 17).

Tab. 16 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für Giroform (segmentiert) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,1189	30,1083	30,1142	30,1207	30,1207	30,1179	30,1046	30,1128	30,1282	30,1061
33	27,6039	27,6144	27,6029	27,5984	27,6162	27,5982	27,6095	27,5947	27,5928	27,615
43	27,5068	27,4907	27,5013	27,489	27,5126	27,5148	27,4944	27,4822	27,5049	27,4871
46	29,9914	30,0049	29,9989	29,979	30,0189	30,0204	29,9978	29,9908	29,9863	30,0179

Tab. 17 Differenzen der Implantatpositionen (segmentiert) zum Standardmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
Giroform 1	0,00145	0,01447	0,00824	0,00573
2	-0,0038	0,01577	-0,0187	0,01713
3	0,00474	0,00679	-0,001	0,00549
4	0,00869	0,00275	-0,0073	-0,00409
5	0,00172	0,02198	0,01344	0,02428
6	0,00283	0,00708	0,01966	-0,07583
7	-0,0095	0,01958	-0,0955	0,0032
8	0,00125	0,00391	0,03275	0,00333
9	0,01438	6,5E-05	0,01185	0,00241
10	-0,0083	0,01917	-0,012	0,03168
Durchschnitt	0,00135	0,01116	-0,0048	0,00133

Im segmentierten Zustand lag der durchschnittliche Dimensionsunterschied der Giroform-Modelle bei + 0,002 mm. Im Durchschnitt wies die unterste Messabweichung einen Wert von – 0,005 mm, die größte Messabweichung einen von + 0,0011 mm auf.

5.1.3 Pindex-Modellsystem

Bei der Vermessung der Meistermodelle, die nach dem *Pindex-System* hergestellt worden sind, ergaben sich im Vergleich zum Standardmodell folgende Messwerte:

Wie bei den beiden bisher beschriebenen Modellsystemen lieferte die optische Vermessung Werte, die mit den allgemeinen Werten der Gipsexpansion von 0,08 bis 0,15 % linear größtenteils übereinstimmten. Damit ergab sich eine positive Dimensionsänderung, welche sich in einer Vergrößerung gegenüber der Ausgangssituation äußerte (Tab. 18, 19).

Tab. 18 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für Pindex (ungesägt) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,1183	30,1442	30,1556	30,1484	30,1308	30,1371	30,111	30,1569	30,1394	30,1485
33	27,6417	27,6421	27,6258	27,6129	27,631	27,6297	27,6473	27,6221	27,6208	27,6541
43	27,5255	27,5108	27,5065	27,5041	27,5155	27,537	27,5207	27,5251	27,5345	27,5396
46	30,0596	30,0122	30,0271	30,0372	30,0109	30,0215	30,0234	30,0451	30,0257	30,0149

Bei Zusammenfassung der Daten und Mittlung der Verfälschung der Implantatposition (Tab. 19) kann die Streuung der einzelnen Werte als Qualitätsmerkmal für eine reproduzierbare Modellherstellung herangezogen werden.

Tab. 19 Differenzen der Implantatpositionen (ungesägt) zum Standardmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
Pindex 1	0,00092	0,05222	0,02701	0,07388
2	0,03205	0,04343	0,00143	0,02444
3	0,04614	0,0297	0,00429	0,03378
4	0,03639	0,01724	0,00781	0,05413
5	0,01184	0,03677	0,01637	0,01623
6	0,02208	0,03858	0,04178	-0,07466
7	-0,003	0,05736	0,03556	0,02879
8	0,0454	0,03133	0,07567	0,05765
9	0,02558	0,02801	0,04145	0,04178
10	0,03412	0,05821	0,04057	0,02872
Durchschnitt	0,02515	0,03928	0,02919	0,02847

Ungesägt lieferte das Pindex-System einen durchschnittlichen Dimensionsunterschied von + 0,030 mm, die geringste, gemessene Verfälschung lag bei – 0,075 mm, die größte Abweichung bei + 0,076 mm. Da bei jeder Messreihe einzelne Ausreißer auftreten können, dienten die gemittelten Werte der vier Implantate als Bezug. Hier lag der kleinste Dimensionsunterschied bei + 0,025 mm, der größte bei + 0,039 mm.

Da bei der Pindex-Modell-Herstellung zuerst der Zahnkranz ausgegossen, danach gepint und mit Gips gesockelt wurde, beeinflusste die Sockelgips- Expansion die Dimensionstreue dieser Arbeitsmodelle gleichfalls negativ. Nach dem Segmentieren verschlechterten sich die Messwerte zum ungesägten Zustand nochmals (Tab. 20, 21).

Tab. 20 Mit Excel ermittelte Strecken vom Referenzpunkt für Pindex (segmentiert) in mm

Implantat	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
36	30,171	30,1438	30,143	30,1926	30,1588	30,0964	30,1604	30,1523	30,1622	30,1421
33	27,6804	27,6193	27,6364	27,6468	27,6196	27,5901	27,6326	27,6375	27,6363	27,6092
43	27,5486	27,638	27,5436	27,5331	27,5422	27,5427	27,5248	27,5329	27,5393	27,5851
46	30,0349	30,0585	30,0451	30,0521	30,0469	30,0453	30,0102	30,0678	30,0585	30,0085

Tab. 21 Differenzen der Implantatpositionen (segmentiert) zum Standardmodell in mm

Implantat	36	33	43	46
Pindex 1	0,05357	0,09096	0,0501	0,04919
2	0,03171	0,02067	0,12863	0,07069
3	0,03353	0,0403	0,04133	0,05178
4	0,08066	0,05119	0,03675	0,06897
5	0,03983	0,02537	0,04305	0,05223
6	-0,0186	-0,001	0,04755	-0,05087
7	0,04638	0,04269	0,03971	0,01563
8	0,04078	0,04669	0,08343	0,08027
9	0,04842	0,0435	0,04624	0,07463
10	0,02778	0,01332	0,08607	0,02224
Durchschnitt	0,0384	0,03737	0,06029	0,04348

Segmentierte Pindex-Modelle wiesen eine durchschnittliche Verfälschung von + 0,045 mm auf. Dabei lag die unterste Messabweichung bei + 0,037 mm, die höchste bei + 0,060 mm.

5.2. Vergleichsuntersuchungen

Im ungesägten Zustand konnte bezüglich der Dimensionsänderung zum Standardmodell kein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Modellsystemen festgestellt werden. Die Gipsexpansion von Superhartgips Typ IV wird mit bis zu 0,15 % angegeben. Bei dem verwendeten Fuji-Rock bestätigten sich die Herstellerangaben von ca. 0,08 %_(gc). Alle Modelle gaben die Situation vergrößert wieder. Bei der Darstellung der Messwerte als Strecken vom Referenzpunkt zu den einzelnen Implantatmittelpunkten erscheinen die Werte ausgeglichen (Abb. 28).

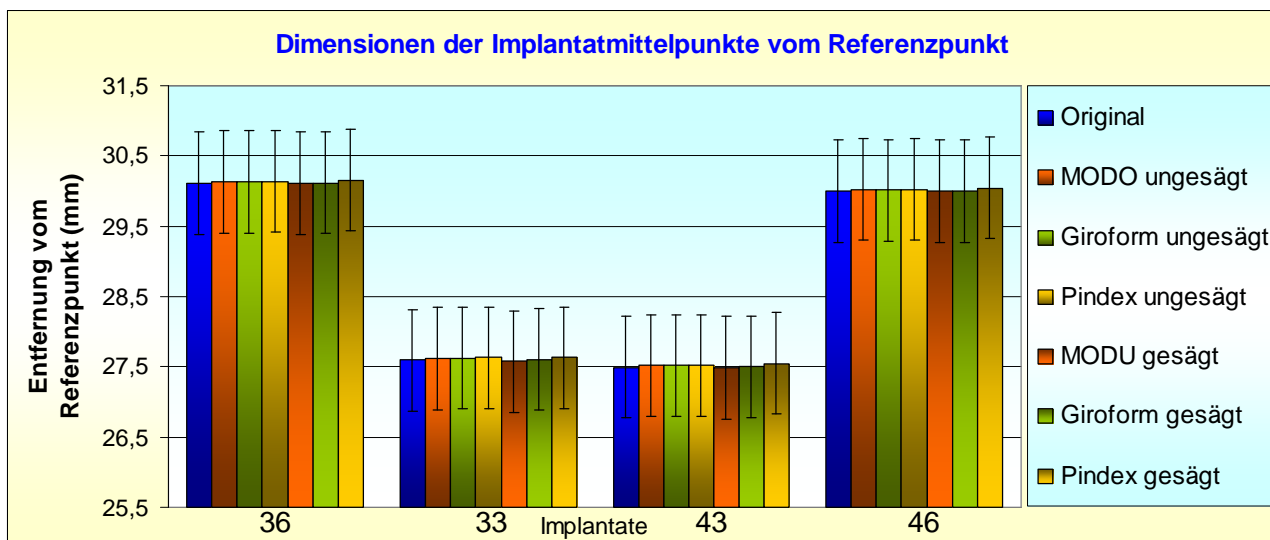


Abb. 28 Dimensionen (Strecke vom Referenzpunkt zum Implantatmittelpunkt) nach allen Messungen im ungesägten und segmentierten Zustand

Die Dimensionsanalyse zur Implantatposition des Standardmodells verdeutlicht erkennbare Unterschiede (Abb. 29). Eine Zusammenfassung aller Abweichungen der 4 Implantate erleichtert die Bewertung der Modellsysteme.

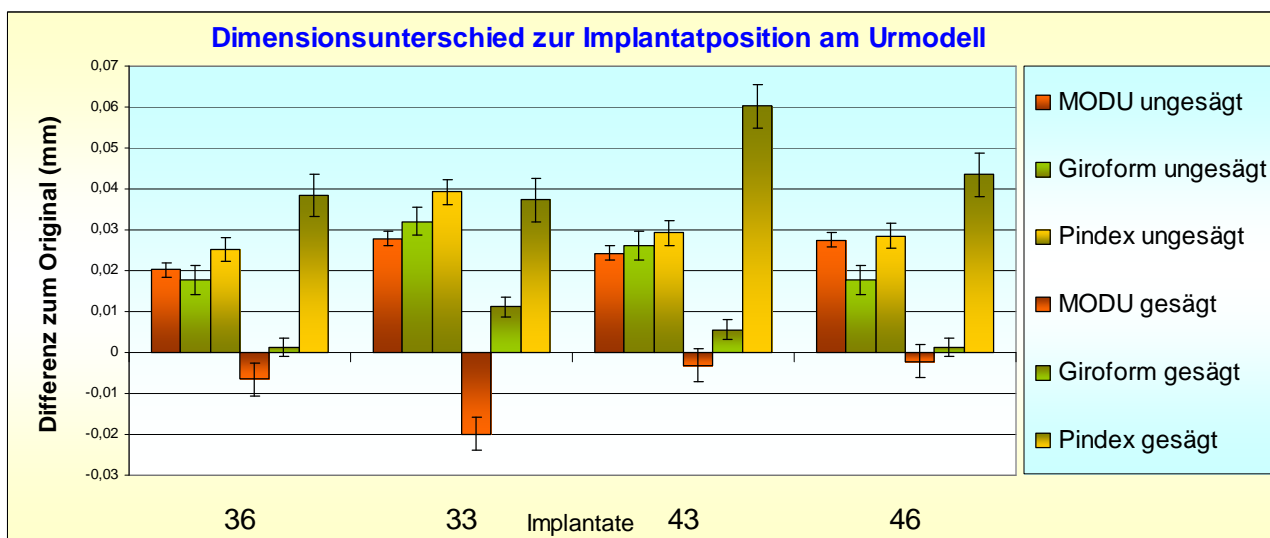


Abb. 29 Dimensionsänderungen nach allen Messungen im ungesägten und segmentierten Zustand

Die durchschnittliche Abweichung zum Standardmodell lagen nach den zehn Versuchsreihen mit jeweils vier Implantaten Referenzpunkt bezogen bei MODU + 0,025 mm, bei Giroform + 0,023 mm sowie bei Pindex + 0,030 mm (Abb. 30).

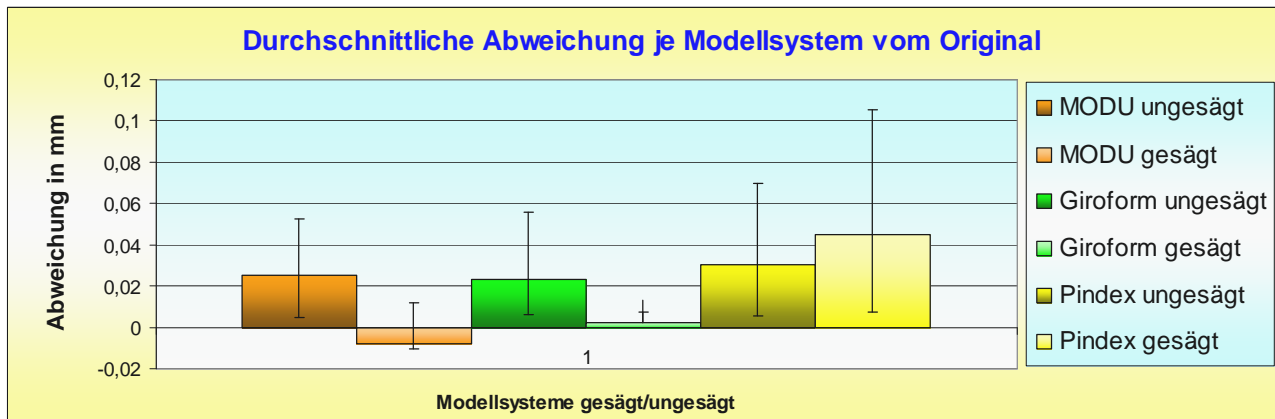


Abb. 30 Durchschnittliche Abweichung aller Messergebnisse bei ungesägten und segmentierten Modellsystemen

Nach dem Segmentieren der Modelle wies Pindex, bedingt durch die Abbindeexpansion des Gipssockels, mit + 0,045 mm Dimensionsunterschied zum Standardmodell eine weitere Verschlechterung der Messwerte auf (Abb. 28, 29, 30). Beim Vermessen von MODU und Giroform zeigte sich durch das Segmentieren wiederum eine Annäherung an die Werte des Standardmodells.

Bei dem Modellsystem Giroform sind die Pins auf einer Grundplatte aus Kunststoff von Anfang an definiert. Diese wird mit Hilfe eines Abdruckträgers in die Abformung mit dem noch nicht abgebundenen Gipsbrei positioniert. Durch die starre Sockelplatte kommt es nach dem Abbinden und Sägen zu einer Minimierung der verfälschten Messwerte. Die Dimensionsänderung zum Standardmodell beträgt daher nach dem Segmentieren nur noch + 0,0022 mm (Abb. 28, 29, 30).

In ähnlicher Weise stellten sich bei MODU die Messwerte nach dem Segmentieren dar. Bedingt durch die veränderte Form von Grund- und Arbeitsplatte reduzierte sich der Dimensionsunterschied nach dem Sägen weitestgehend. Die durchschnittliche Abweichung zum Standardmodell betrug - 0,0079 mm. Der negative Wert erklärt sich durch die geänderten Innenmaße von Grund- und Arbeitsplatte sowie den nur minimal expandierenden Modellgips (Abb. 28, 29, 30).

Im ungesägten Zustand tritt kein signifikanter Unterschied zwischen den getesteten Modellsystemen auf (10 %-Niveau). Alle Modellsysteme gaben die Ursituation vergrößert wieder. Die Abweichungen waren sowohl bei jedem einzelnen Implantat als auch bei dem über alle vier Implantate gemittelten Unterschied nachzuweisen (Abb. 31).

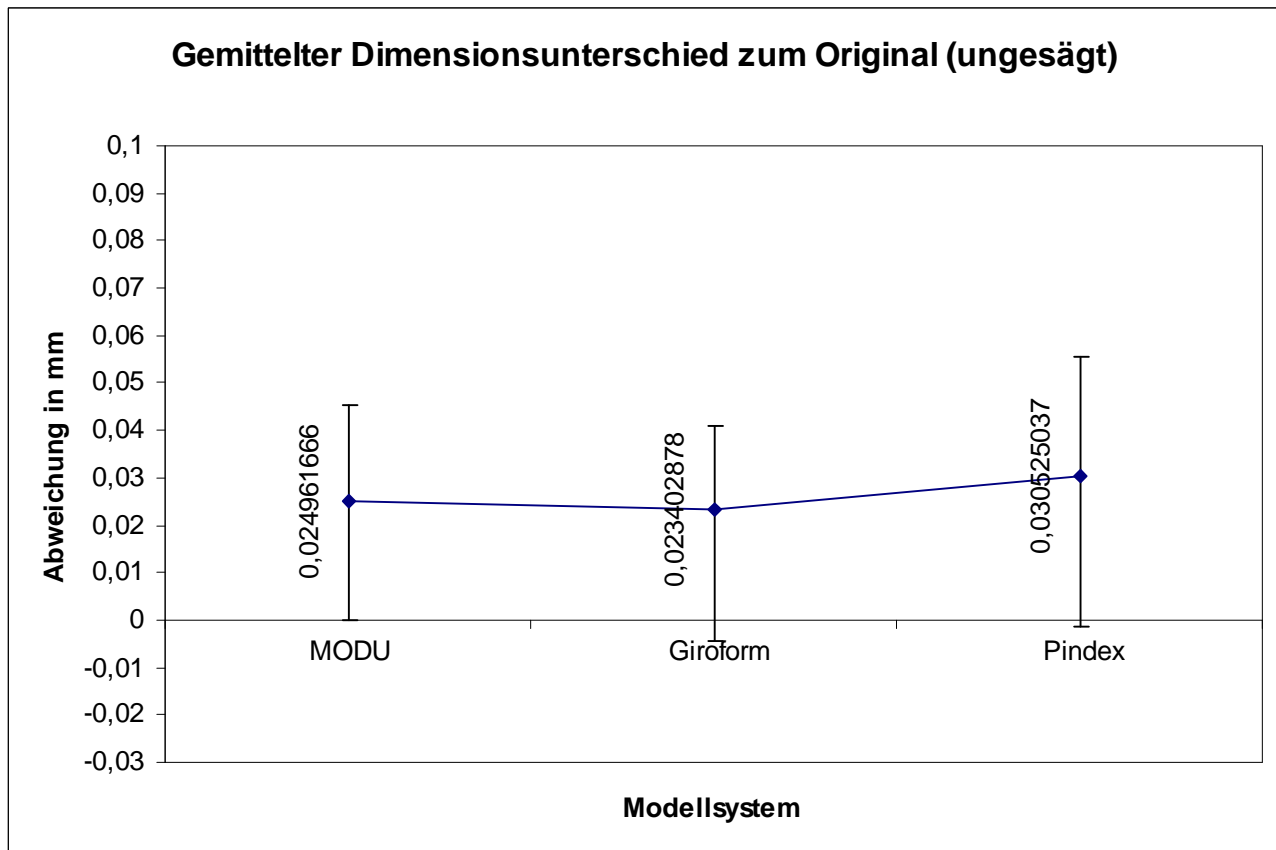


Abb. 31 Vergleich der Abweichungen an den ungesägten Modellen, nicht signifikant

Nach dem Segmentieren näherten sich die Werte von MODU und Giroform wieder an die des Standardmodells an, während sie sich bei Pindex weiter verschlechterten.

Sowohl bei der Auswertung der Abweichung der einzelnen Implantatpositionen vom Referenzpunkt als auch bei den gemittelten Unterschieden aller Implantate gab es einen hochsignifikanten Unterschied zwischen MODU und Giroform gegenüber Pindex. Dabei ist der Unterschied zwischen MODU und Giroform nicht signifikant (Abb. 32).

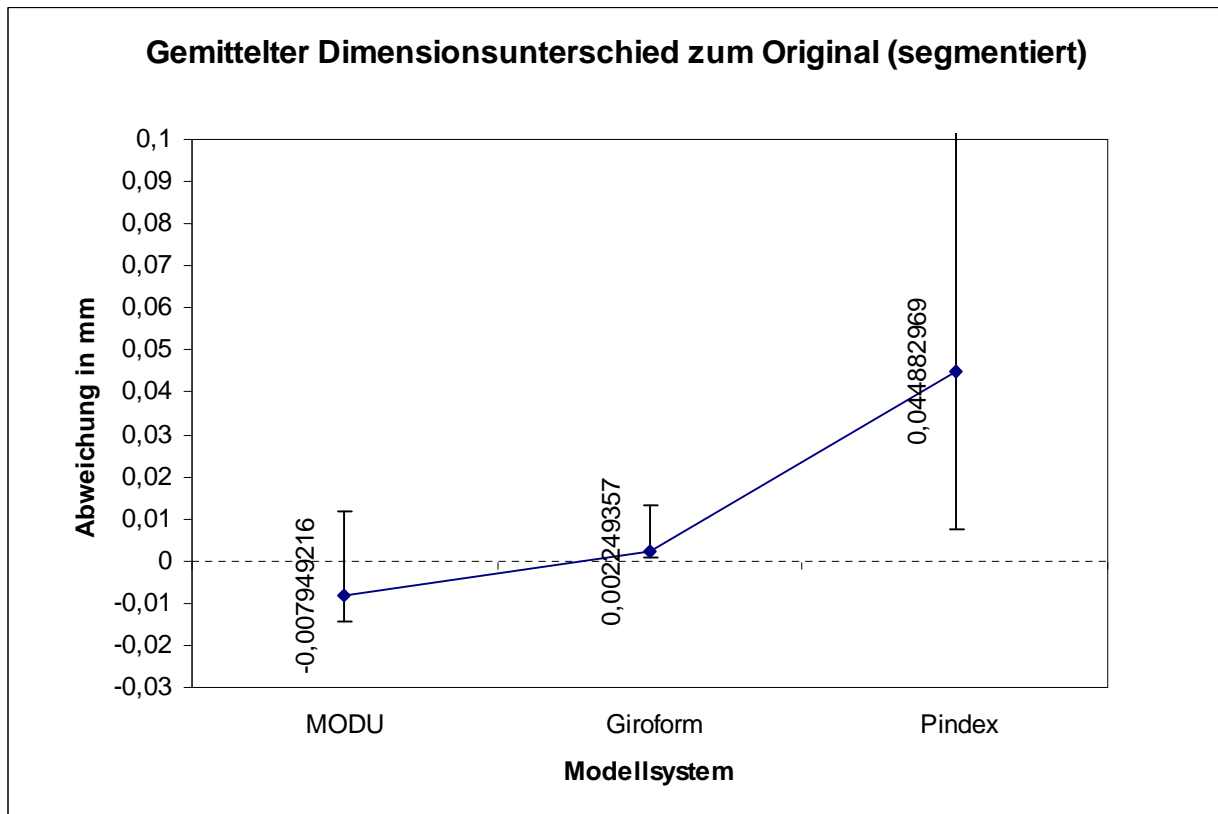


Abb. 32 Unterschied der Abweichungen segmentierter Pindex-, MODU- und Giroform-Modelle, signifikant: Pindex zu MODU, Giroform; nicht signifikant: MODU zu Giroform

Bei der Zusammenfassung der Messreihen und einer Mittlung der Messwert-Abweichung kann die Streuung der einzelnen Werte als Qualitätsmerkmal für reproduzierbare Modellherstellung herangezogen werden.

Ungesägt lieferte das MODU eine gemittelte Abweichung von + 0,025 mm, nach dem Segmentieren verringerte sich diese auf – 0,008 mm. Ungesägt lag die kleinste Verfälschung bei + 0,020 mm, die größte bei + 0,028 mm. Nach dem Segmentieren stellten sich die Werte folgendermaßen dar: unterste Abweichung: - 0,020 mm, oberste Abweichung: - 0,002 mm (Tab.22, Abb. 33).

Beim Giroform ungesägt lag die mittlere Abweichung bei + 0,023 mm, die kleinste Abweichung bei + 0,018 mm, der größte Dimensionsunterschied bei + 0,032 mm. Nach dem Segmentieren betrug die mittlere Verfälschung + 0,002 mm, die kleinste – 0,005 mm, die höchste Messabweichung + 0,011 mm (Tab 22, Abb. 33).

Beim Pindex ungesägt lag der durchschnittliche Unterschied zum Standardmodell bei + 0,030 mm, die kleinste Abweichung bei + 0,025 mm, die größte bei + 0,039 mm. Nach dem Segmentieren betrug der mittlere Dimensionsunterschied + 0,045 mm, die kleinste Messabweichung + 0,037 mm, die höchste + 0,060 mm (Tab. 22, Abb. 30).

Tab. 22 Mittlere Dimensionsänderung und Streuung der ungesägten und segmentierten Modelle in mm

	Messabweichung ungesägt			Messabweichung segmentiert		
	mittlere	kleinste	größte	mittlere	kleinste	größte
MODU	+ 0,025	+ 0,020	+ 0,028	- 0,008	- 0,020	- 0,002
Giroform	+ 0,023	+ 0,018	+ 0,032	+ 0,002	- 0,005	+ 0,011
Pindex	+ 0,030	+ 0,025	+0,039	+ 0,045	+ 0,037	+ 0,060

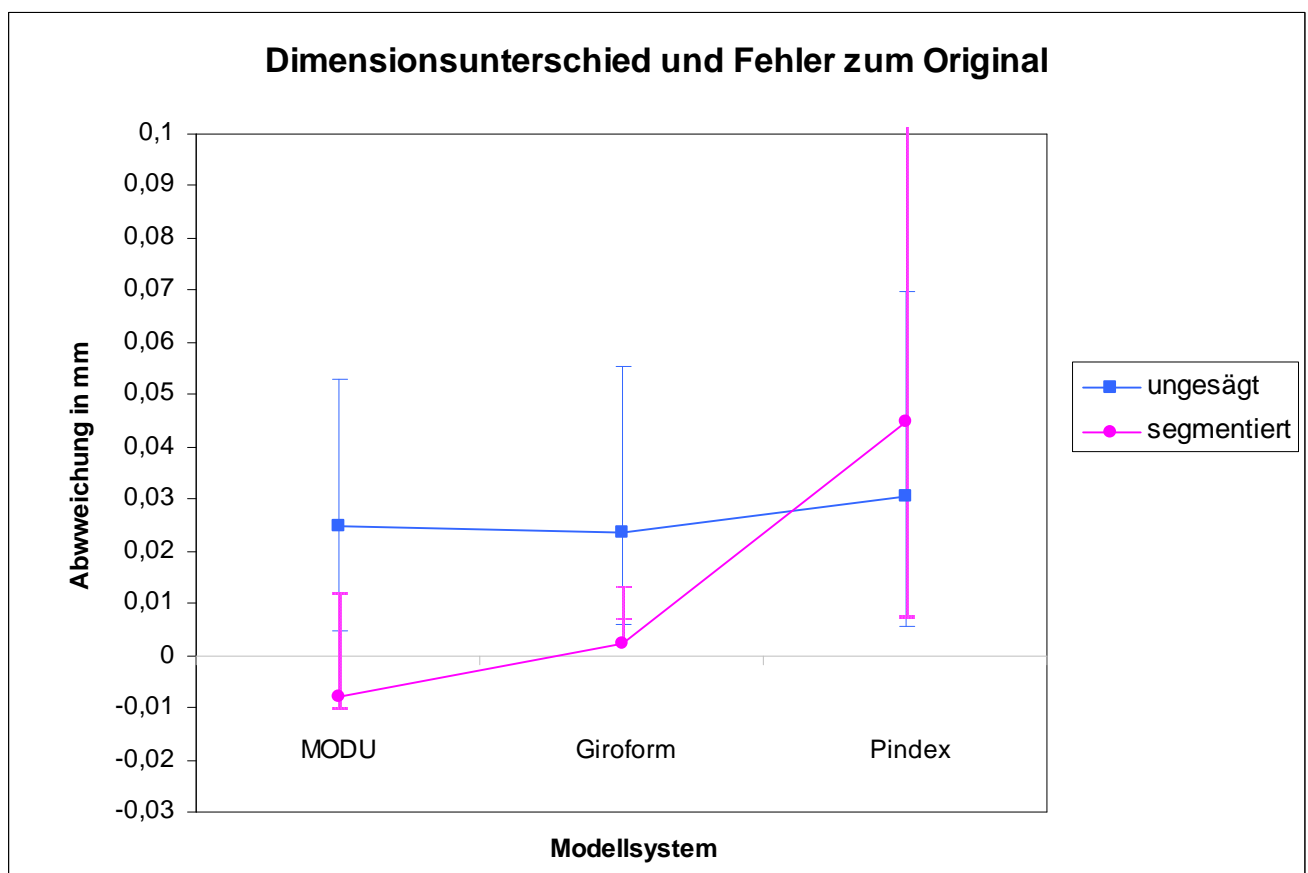


Abb. 33 Dimensionsänderungen und Fehler der ungesägten und segmentierten Modelle in mm

5.3 Ökonomische Analyse

5.3.1 Zeiterfassung (Arbeits- und Wartezeiten)

Ein wichtiges Kriterium im Qualitätsmanagement der Meistermodellherstellung für Implantatsuprakonstruktionen ist neben Detailgenauigkeit, Ökonomie und einfachem Handling eine schnelle Modellherstellung. Alle Handling- Zeiten zur Herstellung der spezifischen Modellvarianten sind detailliert dokumentiert worden. Es wurde sowohl nach reinen Arbeits- als auch Wartezeiten aufgeschlüsselt. (Tab. 4, Vorversuche; Abb. 34).

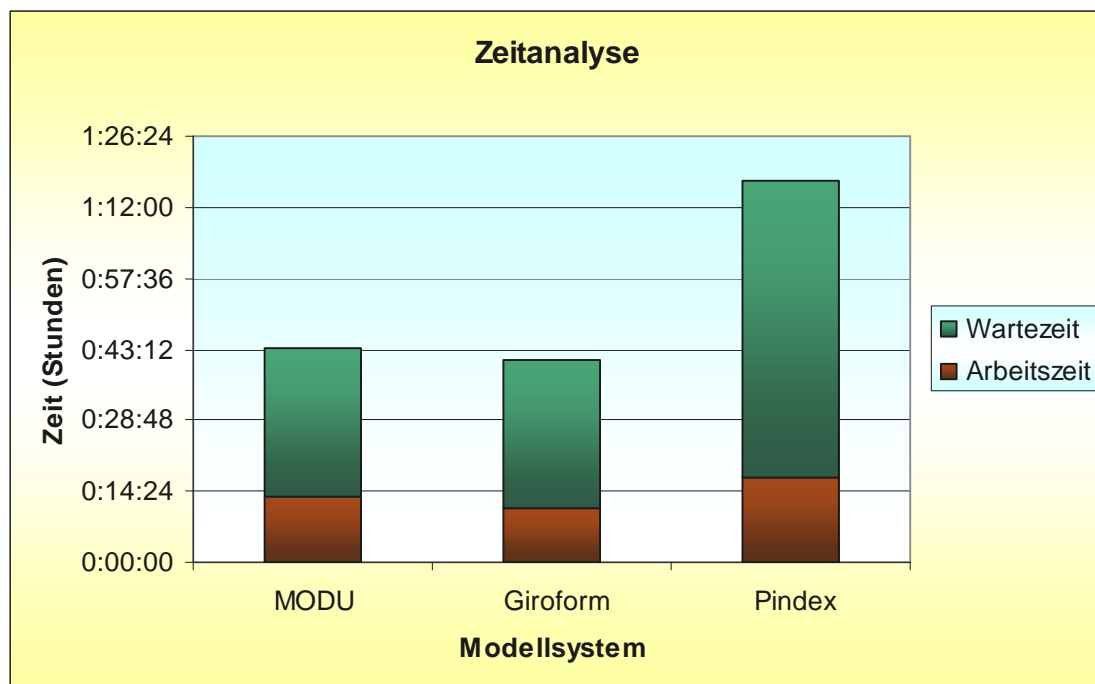


Abb. 34 Herstellungszeiten (Arbeits- und Wartezeiten) für die unterschiedlichen Meistermodellsysteme

Zu den Arbeitszeiten sind bei Giroform die Vorbereitung, bei Giroform und Pindex das Pinnen sowie für alle Systeme die Zeit für das Entformen, das Trimmen, das Segmentieren und die Nacharbeit bis zum fertigen Modell eingeflossen.

Die Wartezeiten bis zum Abbinden des Gipses für die Herstellung des Zahnkranzes waren für alle drei getesteten Modellsysteme gleich. Eine zweite Wartezeit gab es nur bei der Modellherstellung mittels Pindex, da der Gipssockel erst nach der Zahnkranzherstellung ausgegossen wurde und ebenfalls eine halbe Stunde aushärten musste.

Bei allen drei Systemen konnte während der Modellherstellung ein gewisser Trainingseffekt beobachtet werden (Abb. 35). Dies zeigt sich auch im Vergleich der letzten vier Versuchsreihen mit den durchschnittlichen Herstellungszeiten der Modellsysteme (Tab. 23).

Tab. 23 Zeitanalyse des Herstellungsprocedures der unterschiedlichen Meistermodellsysteme

Zeitanalyse										
Arbeitszeiten	Reihe 1	Reihe 2	Reihe 3	Reihe 4	Reihe 5	Reihe 6	Reihe 7	Reihe 8	Reihe 9	Reihe 10
MODU	0:13:47	0:15:57	0:12:57	0:15:30	0:14:21	0:14:45	0:12:34	0:11:56	0:11:00	0:11:38
Giroform	0:10:37	0:15:33	0:11:41	0:11:05	0:10:34	0:10:26	0:09:34	0:10:21	0:09:32	0:10:22
Pindex	0:17:51	0:24:12	0:17:44	0:17:42	0:16:56	0:17:46	0:16:23	0:14:50	0:14:37	0:14:18
Durchschnittliche Arbeitszeit		Wartezeit				Durchschnittliche Gesamtzeit				
MODU	0:13:26	MODU	0:30:00				MODU	0:43:26		
Giroform	0:10:58	Giroform	0:30:00				Giroform	0:40:59		
Pindex	0:17:14	Pindex	1:00:00				Pindex	1:17:14		

Die graphische Darstellung (Abb. 35) verdeutlicht diesen Trainingseffekt durchweg bei allen drei Modellsystemen. Die Handlingszeiten nehmen schon bei einer geringen Anzahl von Versuchsreihen ab. Jedoch muss erwähnt werden, dass neben den Vorversuchen auch einige Versuchsreihen nicht in die Auswertung einfließen. Gründe hierfür waren zum einen ein Fehler im Antrieb der Messeinrichtung, zum anderen sind wiederholt beim Segmentieren Pins angesägt worden, so dass auch diese Reihe verworfen werden musste.

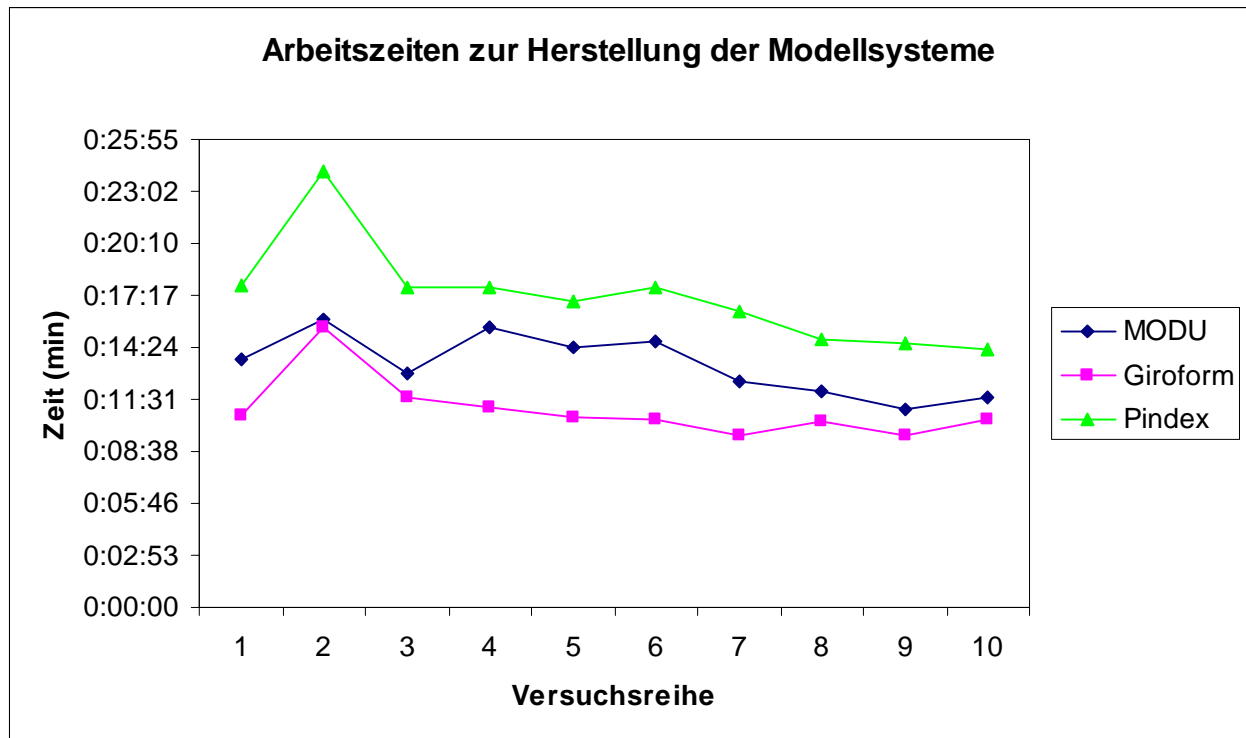


Abb. 35 Abnahme der Herstellungszeiten für die unterschiedlichen Modellsysteme bedingt durch den Trainingseffekt

5.3.2 Material-Ökonomie

Bezüglich einer exakten Wiedergabe der Mundsituation sollte das Hauptaugenmerk bei der Auswahl eines Modellsystems auf die zu erreichende dreidimensionale Detailgenauigkeit gerichtet werden. Für viele Anwender sind jedoch auch Handling und Ökonomie wichtige Entscheidungsfaktoren zur Modellauswahl. Neben einem einmaligen Anschaffungspreis entstehen je nach Materialverbrauch Folgekosten. Es gibt Systeme, bei denen nur Superhartgips anfällt. Bei anderen Systemen werden Hilfsteile benötigt, die mit mehr oder weniger Aufwand zu fertigen Modellen verarbeitet werden müssen.

Bedingt durch die Standard-Modellsituation (stilisierter Unterkiefer in vereinfachter Form) wurde nur eine geringe Menge Superhartgips zum Ausgießen benötigt. Bei allen getesteten Modellsystemen ist der gleiche Effekt zu verzeichnen. Entsprechend mehr Gips würden bei allen Meistermodell-Systemen zur Fertigung implantatgetragener Cover-Denture-Prothesen benötigt. Grund hierfür ist die notwendige Abbildung der Weichteile sowohl am Abformnegativ als auch –positiv.

Für die Modellherstellung mittels **MODU nach Rath** ist nach dünner Isolation der Grundplatte mit einem handelsüblichen Silikonspray zum leichteren Entfernen nach dem Abbinden des Zahnkranzes eine Gipsmenge von 132 g Fuji-Rock (110 g Gips, 22 ml Wasser) angefallen (Tab. 24). Die Kosten für Grund- und Arbeitsplatte sind nicht in die Verbrauchsmaterialien eingeflossen, da diese sowohl nach Herstellerangaben als auch nach eigenen Erfahrungen nahezu unbegrenzt einsetzbar sind.

Tab. 24 Materialeinsatz zur Modellherstellung mit MODU

Material	Menge
Silikonspray zur Isolation der Grundplatte	
Modellgips Fuji-Rock	110 g

Bei der Modellherstellung mittels **Giroform-System** musste eine Sockelplatte gebohrt, mit Pins bestückt und anschließend in den Gipsbrei abgesenkt werden (Tab.25). Pro Segment sind zwei Pins als Rotationsschutz verwendet worden.

Tab. 25 Materialeinsatz zur Modellherstellung mit Giroform

Material	Menge
Giroform Sockelplatte premium+	1
Giroform-Pins	14
Modellgips Fuji-Rock	30 g

Das Giroform-Puttymaterial zum Fixieren der Abformung auf dem Abdruckträger wurde nicht mit gewertet, da diese wieder verwendbar ist, nur nach unsachgemäßem Gebrauch verunreinigen kann und erst dann ausgetauscht werden sollte. Ebenfalls nicht berücksichtigt wurde die Abnutzung des Pinbohrers, da sich die Kunststoffplatten im Rahmen dieser Untersuchung sehr leicht bohren ließen. Folglich unterliegt dieser Bohrer bei ordnungsgemäßer Anwendung kaum einem Verschleiß.

Für die Herstellung eines Meistermodells nach dem **Pindex-System** ist zum Ausgießen des Zahnkranzes 50 g Fuji-Rock angerührt worden. Nach Abbinden und Entformen musste die Unterseite des Zahnkranzes plan, die vestibulären und lingualen Anteile leicht konisch getrimmt werden, bevor die Pinpositionen angezeichnet und gebohrt werden konnten. Sekundenkleber diente zur sicheren Fixierung der Pins im Zahnkranz.

Wie auch beim Giroform-System wurden pro Segment zwei Pins gesetzt. Über diese Pins sind die gelben Kunststoff-Pinhülsen gesteckt worden, bevor der Gipssockel aus Octa-Flow gefertigt wurde (Tab.26). Der Sockelformer und auch der Pinbohrer sind nicht als Verbrauchsmaterial gewertet worden, da der Sockelformer wieder verwendbar ist und der Pinbohrer bei ordnungsgemäßigem Gebrauch erst nach sehr langem Einsatz ausgetauscht werden muss. Ebenfalls nicht mit gewertet wurde die Abnutzung des Trockentrimmers.

Tab. 26 Materialeinsatz zur Modellherstellung mit dem Pindex-System

Material	Menge
Modellgips Fuji- Rock	50 g
Pins	14
Sekundenkleber	
Pinhülsen	14
Sockelgips Octa- Flow	100 g

Da für die Modellherstellung mittels der in diese Studie integrierten Modellsysteme sowohl eine Feinwaage zum genauen Dosieren der Gipsmenge als auch ein Vakuumanmischgerät sowie ein Modellrüttler zum Ausgießen der Abformung benutzt wurden, sind diese Anschaffungskosten nicht mit in die Kostenanalyse eingeflossen. Ebenso sind Trennscheiben zum Segmentieren sowie Fräsen zum Finishing der Modelle diesbezüglich nicht bewertet worden.

5.4 Fehleranalyse

5.4.1 Modell- und Dubliersystem nach Rath

Die Modellherstellung mittels MODU nach Rath erweist sich im Rahmen des praktischen Procedere als weitgehend anwendungssicher. Zum Ausgießen der Abformnegative wird eine sogenannte Grundplatte verwendet (geschlossene Form). Nach Abbinden des Gipsbreis kann entformt werden. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchungen ist das zu segmentierende Gipsmodell im ungesägten Zustand entgegen den Herstellerangaben in die Arbeitsplatte mit geändertem Innenmaß gesetzt worden. Die Arbeitsplatte weist im Gegensatz zur Grundplatte Aussparungen an der Basis auf. (Abb.36, 37).



Abb. 36 Grund- und Arbeitsplatte (Innenseite)



Abb. 37 Grund- und Arbeitsplatte von basal

Die Segmentierung der Modelle erfolgte erst nach der Erfassung der Messdaten im ungesägten Zustand. Nach ordnungsgemäßer Säuberung sind die einzelnen Segmente in die Arbeitsplatte zurückgesetzt und mit dem Haltering gesichert worden. Dadurch werden mögliche Positionsänderungen beim Handling der Modelle ausgeschlossen. Laut Herstellerangaben ist dies jedoch nicht zwingend nötig. Bei der Vermessung der segmentierten Meistermodellsituation näherten sich die Messwerte wieder an die des Standardmodells an. Auch bei sehr klein gestalteten Segmenten waren diese sicher in der Arbeitsplatte fixiert. Bei der Vermessung zeigte sich allerdings eine geringe Streuung der Messwerte.

Die geringe, meist negativ gemessene Abweichung der Strecken im Vergleich zum Standardmodell erklärt sich durch die extrem geringe Gipsexpansion von 0,08 % des in dieser Studie verwendeten Fuji- Rock. Bei einem Superhartgips mit durchschnittlicher Gipsexpansion von 0,15 % lägen die Werte sicherlich noch näher an den Ausgangswerten.

5.4.2 Giroform-Modellsystem

Die Modellherstellung mittels Giroform-System erforderte einiges Umdenken in Hinblick auf herkömmliche Pinsysteme, erwies sich aber dennoch als sehr anwendungssicher. Durch das Pinnen der Kunststoffbasis ist die Dimensionstreue der herzustellenden Gipssegmente schon vor dem Ausgießen definiert. Mit Hilfe des Abdruckträgers kann die Sockelplatte nach dem Pinnen exakt an der vorher bestimmten Position in den Gipsbrei abgesenkt werden.

Entsprechend Herstellerangaben wurde die angeraute Oberfläche des Pinteils im Gips versenkt. Damit waren diese Pins fest mit dem Gipssegment verbunden, es löste sich keiner der Pins aus dem Zahnkranzgips. Auch bei klein gestalteten Segmenten waren diese sicher auf der Sockelplatte fixiert. Bei der Vermessung des Giroform-Systems zeigten die ausgewerteten Daten die geringste Streuung.

Beim Sägen der Modelle konnte es vorkommen, dass ein Pin angesägt wurde (Abb.38). Bei weiteren Manipulationen bestand dann die Möglichkeit, dass sich dieser aus dem Segment löste. Somit war ein exaktes Zurücksetzen der Gipssegmente nicht immer möglich. Wegen der Verfälschungsgefahr wurden die Pins nicht wieder eingeklebt. Die Versuchsreihe musste in diesen Fällen wiederholt werden.

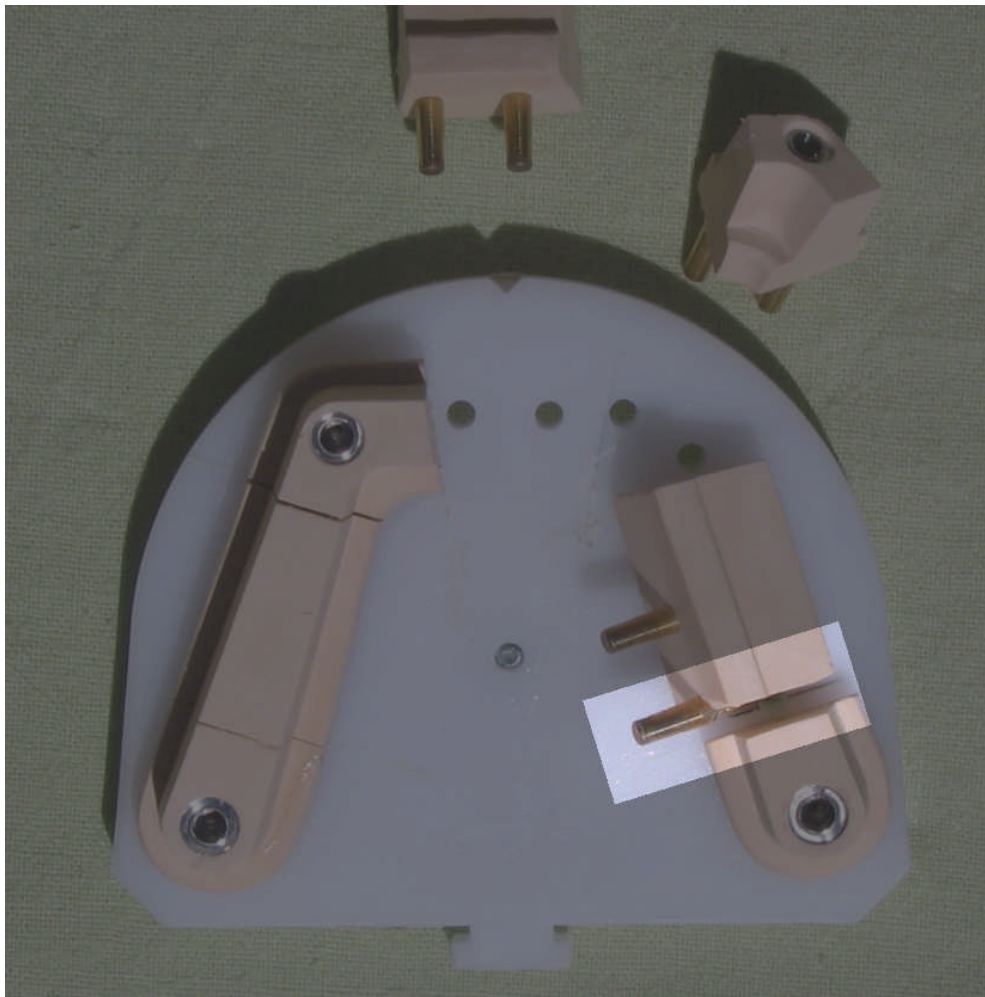


Abb. 38 Angesägter Pin am Segment der Messmarke des IV. Quadranten

5.4.3 Pindex-Modellsystem

Das Pindex-System hat den Vorteil, als altbewährtes Modellsystem in der Praxis weit verbreitet zu sein und bei den Anwendern daher sicher beherrscht zu werden. Wie bei den anderen beiden Modellsystemen lagen die Messwerte der ungesägten Modellsituation ebenfalls vergrößert vor. Nach dem Segmentieren verschlechterten sich diese Werte bedingt durch die Abbindeexpansion des Modellgipses.

Bei der optischen Vermessung, besonders nach dem Segmentieren, ergab die Auswertung eine gewisse Streuung der Daten. Eventuell könnte mit Metallhülsen-Pins diese Streuung minimiert werden, was bisher in der Literatur jedoch unterschiedlich interpretiert wird (Abb. 39)

(Serrano et al. 1998).

Nach Herstellung des Zahnkranzes sind die Pins an den vorher gebohrten Positionen mit Sekundenkleber fixiert worden. Während der Messungen kam es vor, dass sich einzelne Pins aus dem Gipssegment lösten. Da das Wiedereinkleben der Pins nicht absolut exakt möglich war, sind diese Modelle verworfen und die gesamte Messreihe wiederholt worden.

Analog zum Giroform-System wurde ebenfalls festgestellt, dass beim Segmentieren Pins angesägt worden sind. Auch hier konnten sich beim weiteren Arbeiten mit diesen Modellen diese Pins aus den Segmenten lösen, weshalb auch diese Messreihen verworfen wurden.

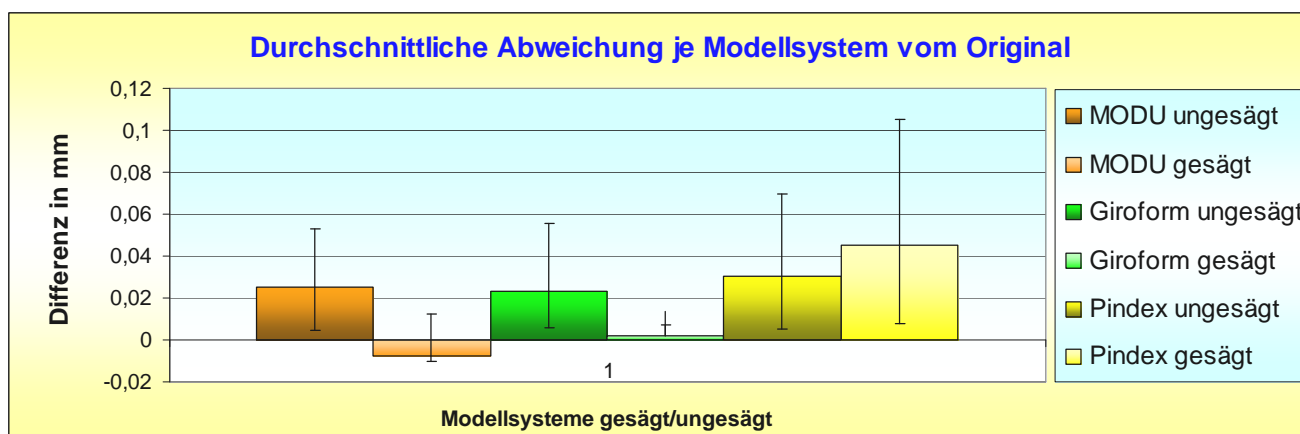


Abb. 39 Durchschnittliche Messwerte und Streuungen der getesteten Meistermodell-Systeme

6. DISKUSSION

6.1 Vergleich der Dimensionstreue

Grundlage für eine exakte Herstellung absolut passgenauer, implantatgetragener prothetischer Arbeiten ist ein die Mundsituation identisch darstellendes Meistermodell (Karl et al. 2005), (Shi und Zhou 2004). Spannungen, egal welcher Ursache, beeinflussen die Erfolgsquote implantatgetragenen Zahnersatzes negativ (Cekic et al. 2007), (Schneider et al. 2001). Demzufolge sollte es das Bestreben des gesamten Behandlungsteams incl. Zulieferern wie Dentalfirmen und zahntechnischer Laboratorien sein, ein Höchstmaß an dreidimensionaler Präzision zu erzielen (Koke et al. 2004).

In der vorliegenden Studie sind nur Gipsmodelle (Zahnkranz) eingeflossen. Ob Modelle aus Epoxydharz eine bessere Dimensionstreue erreichen, wird in der Literatur noch immer diskutiert (Chaffee et al. 1997) (Duke et al. 2000) (Kenyon et al. 2005). Sie finden jedoch bislang kaum Verwendung in der Zahntechnik / Zahnmedizin (Duke et al. 2000). Sowohl das ungewohnte Handling als auch die Ökonomie sowie undefinierbare Reaktionen mit dem Abformmaterial (Chaffee et al. 1997) scheinen Ursachen der Ablehnung dieses Modellmaterials in der Zahntechnik zu sein.

Jedoch kann mit einigen ausgereiften Gipsmodellsystemen eine Dimensionstreue der Meistermodelle erreicht werden, die für die Herstellung insbesondere implantatgetragener Suprakonstruktionen gefordert wird (Wichmann 1992, Inturregui et al. 1993), , (Assif et al. 1999), (Herbst et al. 2000). Die Untersuchungsergebnisse verdeutlichen Aspekte, die theoretisch schon seit längerem bekannt sind, praktisch jedoch noch ignoriert werden. Mit den Modellsystemen MODU nach Rath und Giroform als Vertreter eines Schalen- und Plattensystems lassen sich annähernd exakte Modellsituationen replizieren, wenn die Philosophie dieser Systeme befolgt und entsprechend segmentiert wird (AmannGirrbach 2004), (Rath 1995a).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass es im ungesägten Zustand nicht relevant ist, mit welchem der untersuchten Modellsysteme gearbeitet wird. Die Unterschiede werden erst nach dem Segmentieren der Modelle deutlich. Während sich die Dimensionsunterschiede bei Pindex weiter verschlechterten, näherten sich die Werte von MODU und Giroform wieder an die Ausgangswerte (Standardmodell) an (Tab. 27).

Tab.27 Präzision der Modellsysteme

Abweichung der Implantatpositionen im Durchschnitt in mm		
	ungesägt	segmentiert
MODU	0,02496167	-0,00794922
Giroform	0,02340288	0,00224936
Pindex	0,03052504	0,04488297

In der vorliegenden Studie lieferten die Pindex-Modelle im ungesägten Vergleich die größte Dimensionsabweichung vom Original (Standardmodell). Dies entspricht auch schon älteren Literaturangaben (Aramouni und Millstein 1993), (Andritsakis 1990), (Covo et al. 1988). Das MODU- und das Giroform-Modellsystem expandierten ebenfalls, wobei die mittleren Abweichungen der Implantatpositionen vom Referenzpunkt zwischen + 0,03 und + 0,01 mm lagen.

Nach Segmentierung der Modelle und erneuter Vermessung verschlechterten sich die Abweichungen bei Pindex um weitere 45 %. Bei Giroform lag der Dimensionsunterschied nur noch bei 10 % des Ausgangswertes (ungesägte Modellsituation), bei MODU reduzierte sich die Verfälschung auf 31 % des Ausgangswertes (ungesägte Modellsituation). Es wird deutlich, dass bei segmentierten MODU- und Giroform-Modellen der mittlere Dimensionsunterschied zum Original mit weniger als $\pm 0,01\text{mm}$ entscheidend geringer ausfällt als bei den Pindex-Modellsystem mit + 0,045mm (Abb.40).

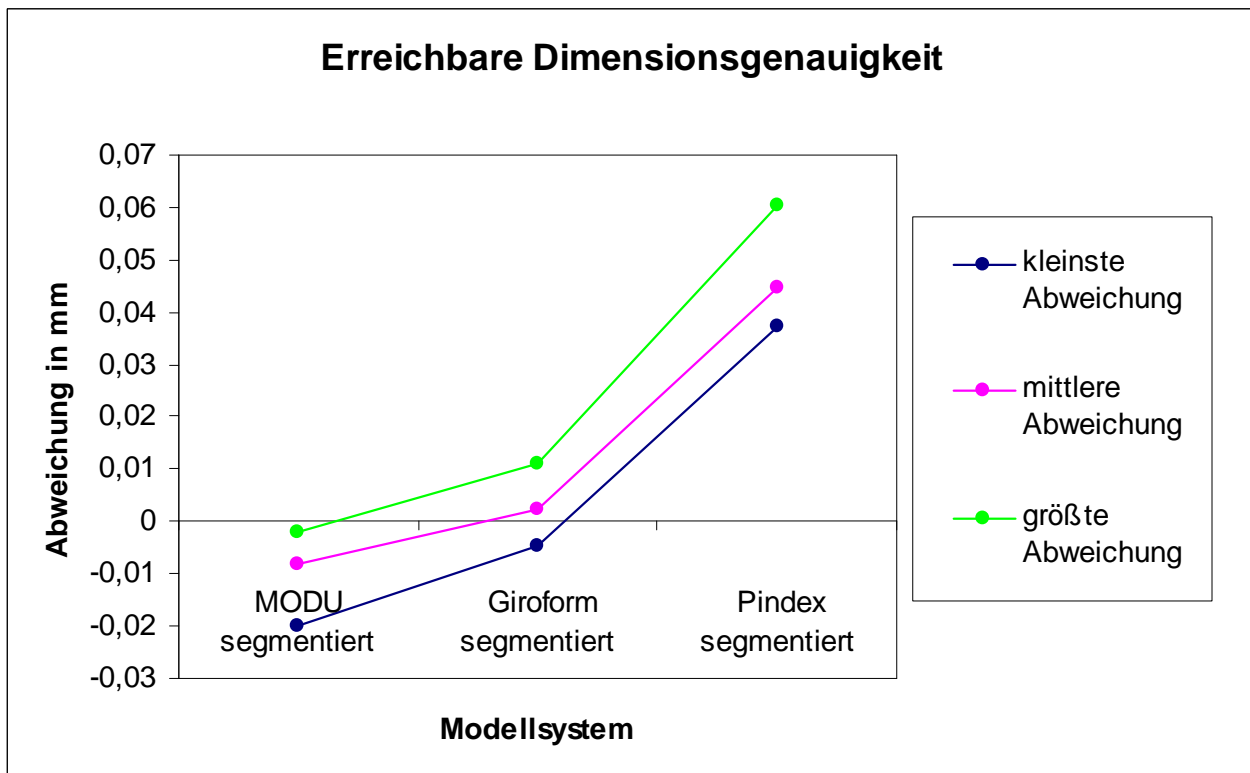


Abb. 40 Dimensionsgenauigkeit an segmentierten Modellen

Die geringste Dimensionsabweichung und somit das beste Ergebnis in dieser Studie liefern MODU- und Giroform-Modelle im segmentierten Zustand. Dem gegenüber zeigt sich Pindex im ungesägten Zustand dimensionsstabiler als nach dem Segmentieren. Jedoch erweist sich das ungesägte Pindex-Modell immer noch ungenauer als die anderen getesteten Modellsysteme. (Tab.27, Abb.41).

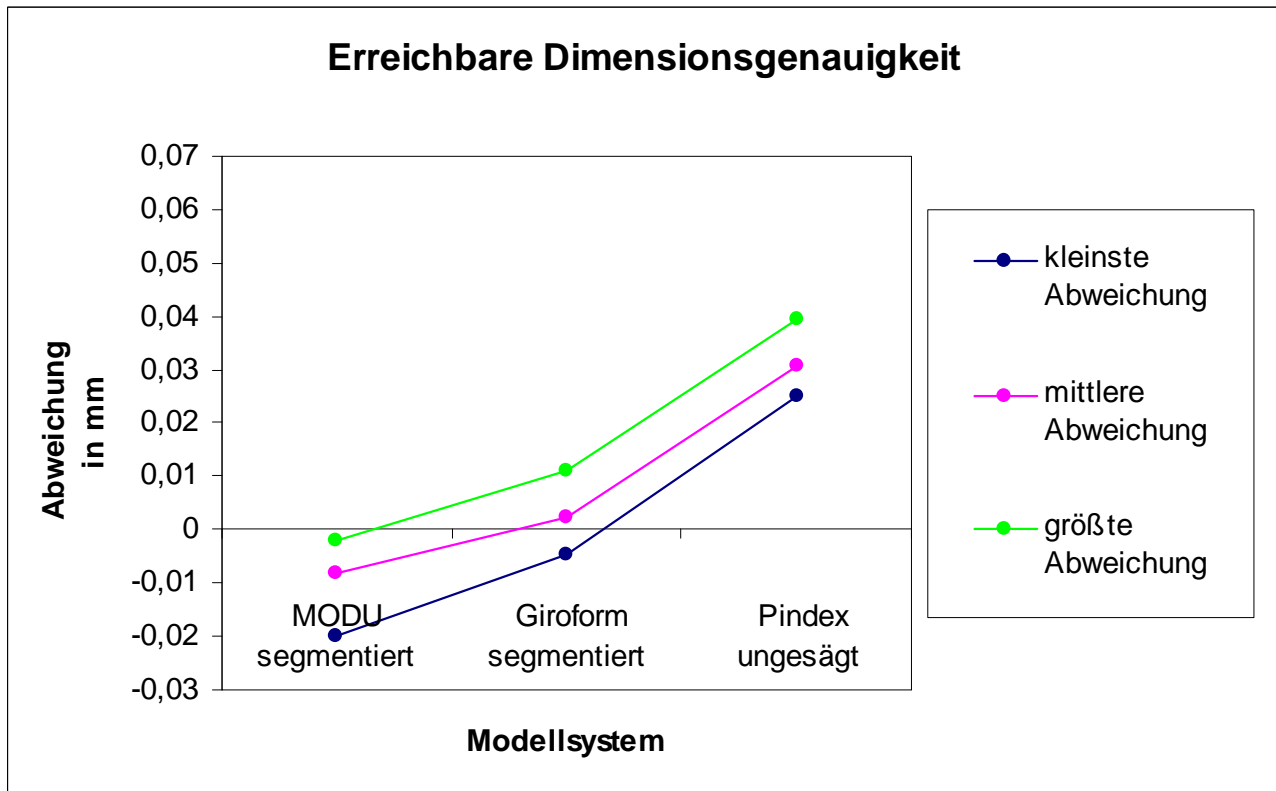


Abb. 41 Dimensionsgenauigkeit von MODU und Giroform segmentiert und Pindex ungesägt

Die Abbildungen 40 und 41 verdeutlichen, dass die Genauigkeit von MODU- und Giroform-Meistermodellen mit dem Pindex- Modellsystem nicht erreicht werden kann. Die Untersuchungsergebnisse wiesen somit eindeutig darauf hin, wie wichtig der jeweilige Sägemodus für die Erreichbarkeit einer optimalen Dimensionsgenauigkeit ist. Das bedeutet für die Qualitätssicherung implantatgetragener Suprakonstruktionen, segmentierte MODU- und Giroform-Modelle zu verwenden. Sollte das Pindex- Modellsystem aus laborinternen Gründen unumgänglich sein, darf es keinesfalls gesägt werden.

Zeitanalyse

Für gewissenhaft praktizierende Zahnärzte und Zahntechniker sollte bei der Auswahl eines Modellsystems das Hauptaugenmerk auf die erreichbare Genauigkeit gerichtet werden. Zusätzlich fließen ökonomische Aspekte in diese Entscheidung mit ein. Neben stetig steigenden Preisen für Anschaffungskosten und Verbrauchsmaterialien eines Systems muss auch ein größerer finanzieller Aufwand für Lohnzahlungen betrieben werden. Somit zahlt sich ein sicher beherrschbares sowie rationelles Meistermodell-System aus.

Die Zeiten, die zur Herstellung von Meistermodellen in der Implantatprothetik benötigt werden, fallen sowohl in den eigenen Untersuchungen als auch in der Literatur recht unterschiedlich aus. Alle zeigen jedoch einheitlich, dass die Modellherstellung mittels MODU oder Giroform deutlich zeitsparender als die Gipssockel-Modellherstellung ist (AmannGirrbach 2004), (Egger 2000), (Rath 2002), (Schilling 2000). In der eigenen Untersuchung sind die Herstellungszeiten nach reinen Arbeits- und Wartezeiten aufgeschlüsselt worden (Tab. 4, Vorversuche).

Bei der Modellherstellung sollte wie bei den anderen getesteten Systemvarianten für das **MODU nach Rath** nach Herstellerangaben die Abformung vor dem Ausgießen unterhalb des Zahnkranzes plan beschnitten werden, um möglichst wenig Gips zu benötigen und damit den Fehler der Expansion gering zu halten (Rath 2002), (Rath 2006). Dieser Arbeitsschritt konnte in den eigenen Untersuchungen eingespart werden, da durch den stark vereinfachten Unterkiefer die Basis der Abformung schon optimal vorlag.

Somit beschränkte sich die Arbeitszeit auf das Auffüllen des Abformnegatives und der Grundform mit Superhartgips, das Entformen und anschließende Sägen und Säubern der einzelnen Segmente. Dazu wurde noch die Zeit zur Säuberung nach Abschluss jeder Messreihe zum Herstellen des Ausgangszustandes summiert. Die reine Arbeitszeit beläuft sich hierbei im Durchschnitt auf 13 Minuten und 26 Sekunden. Eine halbe Stunde Abbindezeit_(gc) für den Fuji-Rock muss für die Analyse zur Bestimmung der Gesamtherstellungszeit noch hinzugerechnet werden, so dass mit 43 Minuten und 26 Sekunden zur Modellherstellung kalkuliert werden sollte.

Bedingt durch die massive Form der MODU-Modelle erwies sich das Segmentieren aufwändiger als bei den anderen getesteten Systemvarianten. Jedoch konnten bei den anderen Systemen Pins angesägt werden, was eine Wiederholung der Modellherstellung nach sich zog.

Werden Meistermodelle mittels **Giroform**-Modellsystem hergestellt, muss vor dem Ausgießen der Situation die Grundplatte entsprechend Herstellerangaben zur Abformung positioniert und vorbereitet werden. Dazu gehört das Bohren mit dem zum System gehörigen Pin-Bohrgerät sowie anschließende Bestückung dieser Sockelplatte mit Pins. Durch die standardisierte Form des Ausgangsmodells und der individuellen Löffel war dieser Arbeitsschritt immer identisch. Nach dem Verfüllen der Abformung und Benetzen der rauen Pinanteile konnte die Sockelplatte mit Hilfe des Abdruckträgers in die zu Beginn des Bohrvorganges definierte Position des Abformnegatives abgesenkt werden (AmannGirrbach 2004), (Anding 2005), (Hinzeberg 2007).

Somit wurde für die Modellherstellung mit dem Zeiser-Nachfolger Giroform im Durchschnitt eine reine Arbeitszeit von 10 Minuten und 58 Sekunden festgestellt werden. Wie auch bei MODU summiert sich hierzu noch eine halbe Stunde Abbindezeit für den verwendeten Fuji-Rock. Da das Giroform ein Einwegsystem ist und die Modellanteile nach entsprechender Aufbewahrungsfrist komplett entsorgt werden, wurde keine Zeit für die Rückführung in den Ausgangszustand eingerechnet. Allerdings sollte in einem zahntechnischen Laboratorium das Pinbohrgerät täglich gesäubert werden.

Bei der Modellherstellung mit der Variante **Pindex** wurde zunächst der Zahnkranz ausgegossen, nach dem Abbinden des Fuji-Rock (30 Minuten) konnte dieser getrimmt, gepinnt und gesäubert werden. Nach Bestückung mit Pins und deren Hülsen sowie Gips-Isolation ist der Gipssockel hergestellt worden. Auch dieser musste eine halbe Stunde aushärten, bevor das Pindex-Meistermodell im ungesägten Zustand vorlag. Nach dem Segmentieren wurde eine durchschnittliche Arbeitszeit von 17 Minuten und 14 Sekunden ermittelt, zu der sich jedoch eine ganze Stunde Wartezeit summierte. Somit beträgt die Gesamtherstellungszeit für das Pindex eine Stunde, 17 Minuten und 14 Sekunden und kann somit weder mit der Herstellungszeit des MODU als auch des Giroform konkurrieren.

Bei allen drei Systemen konnte während der Versuchsdurchführung ein gewisser Trainingseffekt beobachtet werden. So kann damit gerechnet werden, dass ein eingespieltes Team mit einem einmal gewählten System geringere als die in den eigenen Untersuchungen ermittelten Herstellungszeiten erzielen kann.

Materialverbrauch

Bezüglich einer exakten Wiedergabe der Mundsituation sollte das Hauptaugenmerk bei der Auswahl eines Modellsystems auf die zu erreichende dreidimensionale Detailgenauigkeit gerichtet werden. Für viele Anwender sind jedoch auch Handling und Ökonomie wichtige Entscheidungsfaktoren zur Modellauswahl. Neben einem einmaligen Anschaffungspreis entstehen je nach Materialverbrauch Folgekosten. Es gibt Systeme, bei denen nur Superhartgips anfällt. Bei anderen Systemen werden Hilfsteile benötigt, die mit mehr oder weniger Aufwand zu fertigen Modellen verarbeitet werden müssen. Die eigenen Untersuchungsergebnisse decken sich mit Resultaten anderer Studien zu Modellsystemen (Egger 2000), (Lehmann und Wengeler 1985), (Schilling 2000), (Serrano et al. 1998)

Bedingt durch die Standard-Modellsituation (Unterkiefersimulation in vereinfachter Form) wurde nur eine geringe Menge Superhartgips zum Ausgießen benötigt. Entsprechend mehr Gips würde bei allen Meistermodell-Systemen zur Fertigung implantatgetragener Cover-Denture-Prothesen benötigt. Grund hierfür ist die notwendige Abbildung der Weichteile sowohl am Abformnegativ als auch –positiv.

Die Kosten für ein Meistermodell mittels **MODU nach Rath** belaufen sich durch die eingesetzten Materialien (Silikonspray, Fuji- Rock) auf 0,61 Euro (Stand Juli 2007). In der Literatur differieren diese Angaben. Auch der Hersteller gibt die Kosten für ein MODU-Modell mit 0,38 Euro deutlich geringer an (Rath 2002), (Schilling 2000). Der Grund hierfür ist der verwendete Superhartgips, der mit 65,90 Euro für 12 kg recht preisintensiv ist.

Bei der Modellherstellung mittels **Giroform-System** stellen den Hauptanteil der Kosten eine Sockelplatte (0,90 Euro) incl. 14 Pins (0,35 Euro) dar, zu denen sich noch 30 g Gips (0,16 Euro) summieren. Somit belaufen sich die Kosten für ein Meistermodell nach dem Giroform-Modellsystem auf 1,41 Euro. Dies deckt sich annähernd mit der gegenwärtigen Literatur (Schilling 2000), (AmannGirrbach 2004).

Das teuerste System stellte in der vorliegenden Untersuchung die **Pindex-Modellvariante** mit 1,71 Euro pro Meistermodell dar. Für den Zahnkranz sind 50 g Fuji-Rock benutzt worden. Der Hauptanteil dieser Kostenanalyse ergab sich aus den 14 verwendeten Pins mit Hülsen (jeweils 39,52 Euro pro 1000 Stück). Um den endgültigen Modellpreis zu ermitteln, mussten dazu weiterhin noch 100 g Sockelgips summiert werden. Auch diese Zahlen decken sich mit heutiger Literatur (Schilling 2000), (Rath 2002).

6.4 Handling

Die Anwenderfreundlichkeit von Modellsystemen bezieht sich zu einem wesentlichen Teil auf die Art und Weise des erforderlichen Handlings. Daher wurde im vorliegenden Fall neben einschlägigen Erfahrungen im Rahmen der Versuchsdurchführung auf Befragungen von Anwendern eingegangen, die beispielsweise von Schilling, Jena durchgeführt worden sind (Schilling 2000).

Alle Test-Modellsysteme verlangen, die Abformungen zur Reduktion der benötigten Gipsmenge basal des Zahnkranzes zu beschneiden. Dieser Arbeitsschritt konnte im Rahmen der vorliegenden Studie eingespart werden, da sich durch die vereinfachte Form des Standardmodells 3 mm unterhalb des Zahnkranzes eine plane Fläche und nicht die Umschlagfalte abformte.

Die Modellherstellung mit Hilfe des **MODU nach Rath** erwies sich bereits nach den Vorversuchen als sehr einfach und sicher. Im Rahmen der Versuchsdurchführung ergab sich eine gerätetechnische Beschränkung auf eine Grund- und eine Arbeitsplatte incl. Halteringen und Rändelschrauben (Rath 1995a). Anwendungsbedingt musste vor dem Ausgießen der Abformung zum leichteren Entfernen des Gipsmodells die Grundplatte dünn mit einem Sprühstoß Silikonöl isoliert werden. Die dazugehörigen Halteringe sind durch entsprechende Rändelschrauben fest mit der Grundplatte zu verbinden.

Das Abmischen des Klasse-IV-Gipses erfolgte nach Herstellerangaben. Danach sind das Abformnegativ und die Grundplatte auf dem Modellrüttler blasenfrei verfüllt worden. Sofort nach Befüllen des Zahnkranzes und der Alu-Form ist die Abformung auf die Grundplatte positioniert worden. Nach Aushärtung des Gipses (30 Minuten nach Anmischbeginn) wurden die Zahnkränze entformt. Dazu mussten die Rändelschrauben gelöst und die Halteringe entfernt werden. Mit einem Hornhämmerchen ließ sich anschließend das Modell vorsichtig aus der Grundplatte entfernen. Dieser Schritt erfordert eine gewisse Übung. Zur Erleichterung bietet MODU einen sogenannten Austreiber an. Nach Entfernung der Gipsüberschüsse und anschließender Säuberung wurde das Gipsmodell zur Vermessung in die Arbeitsplatte umgesetzt. Der Arbeitsschritt des Segmentierens erwies sich bei MODU, bedingt durch den größeren Gipsanteil, aufwendiger als bei den anderen getesteten Modellsystemen.

Das Reponieren der Standard-Sägeschnittsegmente bereitete keine Schwierigkeiten, da diese sicher in der Arbeitsplatte fixiert waren. Falls erforderlich, wäre auch das Anlegen der Halteringe zur Sicherung der einzelnen Segmente ohne größeren Aufwand möglich.

Aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse ist das gesamte Handling des Modell- und Dubliersystems nach Rath als sicher und einfach einzuschätzen.

Die Modellherstellung mit dem **Giroform-System** kostete einigen Vorbereitungsaufwand. So musste die Abformung möglichst mittig am dorsalen Ende des Abdruckträgers und parallel zur Tischebene positioniert werden. Dafür erwies sich das zum System gehörige Puttymaterial als sehr hilfreich.

Die Abformung und die Sockelplatte wurden für den Bohrvorgang zueinander positioniert. Der Abdruckträger konnte problemlos über die Stiftführung mit dem Kreutztisch und der darin befindlichen Sockelplatte verbunden werden. Die Bohrposition ist mit einem Laserpointer im Abformnegativ anvisiert worden. Die im Kreutztisch befestigte Sockelplatte wurde exakt an den durch die Abformung definierten Stellen gebohrt. Pro Segment sind als Rotationsschutz zwei Pins angebracht worden (AmannGirrbach 2004), (Ainding 2005).

Nach dem Bohrvorgang konnte der Abdruckträger von der Stiftführung entfernt und die Sockelplatte mit den Giroform-Pins bestückt werden.

Die benötigte Gipsmenge wurde nach Herstellerangaben angemischt, die Abformung auf dem Modellrüttler blasenfrei ausgegossen. Die Pins der Sockelplatte sind ebenfalls mit dem Gipsbrei benetzt worden. Noch während der Gips-Abbindephase konnte die Sockelplatte durch die Führung im Abdruckträger an der vorher bestimmten Position in den Zahnkranz abgesenkt werden. Nach dem Aushärten des Gipses wurde entformt.

Die Vermessung des Arbeitsmodells im ungesägten Zustand erfolgte zusammen mit den anderen Modellsystemen vor dem Sägeschnitt. Bedingt durch die geringe Höhe des Zahnkranzes ließ sich das Giroform- Modell am problemlosesten segmentieren. Allerdings bestand trotz aller Sorgfalt beim Anbringen der Sägeschnitte die Gefahr, dass ein Pin angesägt und damit der sichere Halt im Superhartgips gefährdet wurde.

Die Modellherstellung mittels Giroform erforderte eine gewisse Übung, jedoch konnte schon während der Untersuchungen im Rahmen der vorliegenden Studie ein Trainingseffekt nachgewiesen werden.

Die Modellherstellung mittels **Pindex-System** erwies sich in dieser Studie als die aufwändigste Methode. Dabei wurde die benötigte Gipsmenge genau nach Herstellerangaben angemischt und die Abformung auf dem Modellrüttler blasenfrei verfüllt. Es zeigte sich, dass der Zahnkranz eine entsprechende Stärke aufweisen muss, um bei der Entformung nicht zu zerbrechen. Nach dem Aushärten des Zahnkranz-Gipses wurde entformt. Anschließend wurde zur Vorbereitung auf den Pin- Vorgang der Zahnkranz mit einem Trockentrimmer basal plan, vestibulär und lingual konisch gestaltet.

Für das Pindex stehen mehrere Pinbohrgeräte zur Auswahl. Auf dem Dentalmarkt sind analog zum Giroform-System Pinbohrgeräte mit Laser- Peilung im Angebot, die allerdings in einer gehobenen

Preiskategorie liegen. Eine preiswertere Alternative bietet das Heraeus CL-PSM, jedoch mit dem Verzicht auf den Komfort des Laser-Pointers. Dafür müssen die Positionen der Pins an der Modellunterseite angezeichnet werden. Pro Standard-Sägeschnittsegment sind im vorliegenden Fall als Rotationsschutz zwei Bohrungen geplant und angebracht worden.

Die Pins wurden in den entsprechenden Bohrlöchern mit Sekundenkleber fixiert und anschließend mit Kunststoffhülsen versehen. Es muss beachtet werden, dass die Zahnkranzunterseite zum späteren Trennen dünn mit Gips-Isolierung einzusprühen ist. Anschließend wird der mit den Pins bestückte Zahnkranz auf einen Sockelformer platziert und mit Sockelgips aufgefüllt. Nach dem Abbinden dieses Sockelgipses ist die Pindex-Modellherstellung bis auf den Sägeschnitt abgeschlossen.

Nach der Vermessung im unsegmentierten Zustand wurde das Pindex-Modell wie üblich gesägt. Es erfordert eine gewisse Übung, um den Zahnkranz ohne Bruch vom Sockel zu entfernen. Das anschließende Segmentieren war problemlos möglich. Jedoch bestand wie beim Giroform-Modellsystem auch die Gefahr, einen der Pins beim Sägen des Zahnkranzes zu verletzen und damit die Fixierung im Superhartgips zu gefährden.

Alle drei Modellsysteme wurden mit Handstück-Trennscheiben segmentiert. Allerdings stehen auf dem Dentalmarkt spezielle Modellsägen in großer Auswahl zur Verfügung. Damit ließen sich noch einfacher saubere Sägeschnitte anbringen, die jedoch auf die Exaktheit der Modelldimensionen keinen Einfluss haben.

6.5 Wartung und Pflege

Das MODU-Modellsystem lässt sich leicht reinigen. Wenn vor der Befüllung des Abformnegativs die Grundplatte mit einem Sprühstoß Silikonöl isoliert wird, verbleiben nach der Entformung keine Rückstände an der Aluminiumform und den Halteringen. Zur Entfernung von Verunreinigungen der Metallteile aus dem Herstellungsprozess der zahntechnischen Arbeiten reichen Wasser und Bürste aus (Rath 1990). Bedingt durch die Hitzebeständigkeit der Metallteile können sämtliche Teile des Systems auch ohne Bedenken mit einem Dampfstrahler gesäubert werden.

Das Giroform-Modellsystem ist teilweise ein Einwegsystem. Nach Fertigstellung der Arbeiten und Einhaltung der Aufbewahrungsfrist werden die Modelle (Platten, Pins und Gipssegmente) entsorgt. Vom Abdruckträger können Verunreinigungen durch das Puttymaterial oder Gips leicht mit Wasser und Bürste oder Dampfstrahler entfernt werden. Späne aus dem Pinbohrgerät (Kreuztisch und Plattenaufnahme) lassen sich einfach mit Druckluft verblasen.

Das Pindex-Modellsystem ist ebenfalls ein Einwegsystem. Pins und Hülsen verbleiben im Superhartgips und werden nach entsprechender Aufbewahrungsfrist als komplettes Modell der Entsorgung zugeführt. Die Sockelformer werden wieder verwendet. Verunreinigungen können ebenfalls mit Wasser und Bürste oder Dampfstrahler gereinigt werden. Allerdings zeigen sich im Laufe der Benutzung Verfärbungen, die jedoch die Modellherstellung nicht negativ beeinflussen.

6.6 Anschaffungs- und Folgekosten

Für die Auswahl eines geeigneten Modellsystems zur Herstellung qualitativ hochwertigen Zahnersatzes kommt neben einmaligen Anschaffungskosten den Folgekosten eine entscheidende Bedeutung zu. Bei den getesteten Systemen fallen jedoch sowohl die Anschaffungs- als auch Folgekosten unterschiedlich aus.

Für ein zahntechnisches Laboratorium ist es von Vorteil, mit möglichst wenig unterschiedlichen Systemen zu arbeiten, um präzise und kostengünstig zu wirtschaften. Mehrere Meistermodell-Systeme bedeuten zwangsläufig auch höhere Anschaffungskosten. Es erweist sich für die Anwender als günstig, sich für *ein* Meistermodellsystem zu entscheiden und dieses sicher zu beherrschen.

Um ein **MODU-Modell** herstellen zu können, genügen eine Grund- und eine Arbeitsplatte incl. Halteringen und Rändelschrauben (Tab. 28). Im Laboralltag müssten allerdings mehrere Grund- und eine Vielzahl von Arbeitsplatten vorrätig sein, um entsprechende Sägeschnittmodelle mit diesem Modellsystem herstellen zu können. Die Anzahl der benötigten Präzisionsschalen liegt in der Entscheidung des Anwenders und ist abhängig von der Laborgröße.

Tab.28 Anschaffungs- und Folgekosten des MODU nach Rath (Stand: Juli 2007)

Preise		Hersteller	Preis in €	Anschaffungspreis	Preis (€) / Modell
MODU	Grundplatte	MODU	Stck 238,85	238,85	
	Arbeitsplatte	MODU	Stck 238,85	238,85	
	Halteringe	MODU	Paar 33,40	33,40	
	Rändelschraube	MODU	Paar 2,52	2,52	
	Gips 110g	gc Europe	12kg 65,90		0,60
	Silikonspray		500ml 12,90		0,01
			SUMME	513,62	0,61

Besonderer Vorzug gebührt dem optionalen Zubehör von MODU (Tab.29). Damit lassen sich neben Sägeschnittmodellen universell alle weiteren im Laboralltag anfallenden Spezialmodelle herstellen.

Ebenfalls für MODU spricht, dass die systemeigenen, gefrästen Schalen bei ordnungsgemäßem Gebrauch eine Zahntechnikergeneration lang verschleißfrei verwendet werden können.

Somit fallen nach einem einmaligen, wenn auch hohen Anschaffungspreis zur Modellherstellung nur noch eine geringe Menge Silikonspray zum Isolieren der Grundplatte und die reinen Gipskosten in Höhe von 0,61 € pro Modell an (Tab. 28). Langfristig gesehen wird sich eine Anschaffung dieses Modellsystems sicher auszahlen.

Tab.29 Optionales Zubehör zu MODU nach Rath

*optional MODU	Preis
Verpackungssystem 50 Stck	273,05
Tray	4,55
Umverpackung	4,60
MODU-Dublierplatte	281,00
MODU-Bügel	82,25
MODU-Küvette	116,43
Splitcast aus Metall	136,25
Unterfütterungsgerät	110,30
Splitcastformer	36,85
Austreiber	73,05
Magnet für Splitcast	19,90
DVD Modellherstellung	13,00

Das **Giroform-System** weist ebenfalls beachtliche Anschaffungskosten auf. Wie MODU zeigen auch die segmentierten Giroform-Modelle eine signifikant höhere Präzision gegenüber den Pindex-Modellen. Für ein qualitätsorientiertes Arbeiten sollte der Grundsatz gelten, trotz erhöhter Kosten die Entscheidung für ein Modellsystem mit maximaler Präzision zu treffen.

AmannGirrbach bietet für Laboratorien ein Starter-Kit an, in welchem alle zur Modellherstellung benötigten Materialien enthalten sind (Tab.30). Das zum System gehörige Pinbohrgerät mit der Aufnahme der Abformträger ist zur exakten Positionierung der Bohrungen der Sockelplatten notwendig.

Tab. 30 Anschaffungs- und Folgekosten des Giroform-Systems (Stand: Juli 2007)

Preise		Hersteller	Preis in €	Anschaffungspreis	Preis (€) / Modell
Girrbach	Starter-Kit	AmannGirrbach	380,00	380,00	
	Pinbohrgerät komplett	AmannGirrbach	2150,00	2150,00	
	Ersatzbohrer	AmannGirrbach	35,00		
	Sockelplatten	AmannGirrbach	100stck 89,80		0,90
	Pins	AmannGirrbach	10000stck 248,00		0,35
	Gips 30g	gc Europe	12kg 65,90		0,16
	*				
			SUMME	2530,00	1,41

Wie auch bei MODU nach Rath befindet sich in dem Starter-Kit eine Grundausrüstung. Es sind darin nur zwei Abdruckträger enthalten. In einem zahntechnischen Laboratorium werden jedoch mehrere Abdruckträger zum effektiven Arbeiten mit dem Giroform-System benötigt. Die Abdruckträger sind von der Positionierung der Abformungen mit dem Puttymaterial an über den Bohrvorgang, dem Bestücken mit Pins bis zum Ausgießen und Abbinden des Superhartgipses in Benutzung und somit mindestens 45 Minuten während der Modellherstellung blockiert.

AmannGirrbach bietet für das Giroform-System ebenfalls nützliches Zubehör an. Zur Herstellung feuerfester Stümpfe gibt es beispielsweise Keramikpins, zur problemlosen Modellmontage im Artikulator Sekundärplatten. Eine Auflistung des Zubehörs wird in der folgenden Übersicht gegeben (Tab.31).

Tab. 31 Optionales Zubehör des Giroform-Systems

*optional Giroform	Preis
Sekundärplatten	50stck 174,00
Quadrantenplatte	100stck 46,90
Keramikpins	25stck 58,00
Giroform-Manschetten	23,80
Abdruckträger	29,80
Duplierkuvette	196,00
Platzhalterfolie 50 Stck.	21,60
Manschetten	23,70 - 21,60

Die Herstellung eines **Pindex-Modells** erweist sich als das preisintensivste der getesteten Modellsysteme in Bezug auf die Folgekosten (Tab.32). Mit 1,70 € war ein Pindex-Standardmodell fast dreimal so teuer wie ein MODU-Standardsägemodell und immerhin 0,29 € teurer als ein Giroform-Standardsägemodell.

Tab. 32 Anschaffungs- und Folgekosten für das Pindex-System (Stand: Juli 2007)

Pindex	Gips 50g	gc Europe	12kg	65,90		0,27
	Trimmer	M+W-Dental	ca.	1000,00	1000,00	
	Pinbohrgerät	HeraeusKulzer		412,00	412,00	
	Bohrer	M+W-Dental	3 stck	17,90	5,97	
	Pins	HeraeusKulzer	1000stck	39,52		0,55
	Hülsen	HeraeusKulzer	1000stck	39,52		0,55
	Sekundenkleber	M*W-Dental	Flasche	2,00		0,02
	Isolierung	HeraeusKulzer	2 Liter	46,90		0,01
	Gips 100g	HeraeusKulzer	25 kg	72,95		0,29
	Sockelformer	M+W-Dental		4,40	4,40	
			SUMME		1422,37	1,70

Die Bohrungen für die Pins wurden im Rahmen der vorliegenden Studie mittels Heraeus CL-PSM angebracht. Dadurch liegen die Anschaffungskosten für das Pindex-System relativ niedrig. Wird

mit einem höherwertigen Pinbohrgerät gearbeitet, müssen nur für dieses Gerät allein bis zu 2000 € ausgegeben werden. Dadurch relativieren sich die Anschaffungskosten im Vergleich zu den anderen beiden Testsystemen.

Da zur Herstellung aller drei Modellsysteme Geräte nötig waren, die in jedem Labor vorhanden sein müssen und die auch nicht im direkten Zusammenhang mit einem der Test-Modellsysteme stehen, sind diese in der Analyse der Kosten außer acht gelassen worden. Zur exakten Herstellung eines Präzisions-Sägeschnittmodells sind dies eine Waage zur Dosierung des Gipspulvers, ein Vakuumanmischgerät und ein Modellrüttler.

6.7 Umweltverträglichkeit

In der heutigen Zeit spielt die Umweltverträglichkeit eine immer größere Rolle. Im labortechnischen Herstellungsprozess von Zahnersatz-Arbeiten fällt reichlich Abfall in Form von nicht mehr verwendbaren Arbeitsmodellen an. Je nach Modellsystem unterscheidet sich jedoch die anfallende Form und Menge des Abfallmaterials.

Das Modellsystem **MODU nach Rath** setzt in Bezug auf die Umweltverträglichkeit Maßstäbe, es muss nur der Superhartgips entsorgt werden. Bei der in dieser Studie getesteten Modellvariante waren dies 110 g Fuji-Rock. Laut Herstellerangaben werden nur 80-100 g Superhartgips zur Modellherstellung benötigt (Rath 2002). Weiterhin beschreibt Rath die Wiederverwendung von Altsilikon bei dem Doublieren für die Herstellung feuerfester Modelle oder Modellstümpfe, um Silikon zu sparen und somit die Kosten als auch die Umweltbelastung zu senken (Rath 1991).

Bei der Herstellung der **Giroform-Meistermodelle** des stilisierten Unterkiefers (Standard-Urmodell) musste neben der Gipsmenge von 30 g mit den 14 integrierten Pins ebenfalls die nicht wieder verwendbare Sockelplatte aus Kunststoff entsorgt werden. Allerdings ist diese recycelbar. Laut Herstellerangaben schwankt die benötigte Gipsmenge je nach Größe der abgeformten Situation zwischen 65 und 90 g (AmannGirrbach 2004). In einer anderen Studie wird die benötigte Gipsmenge zur Herstellung eines Meistermodells mit 70 g angegeben (Schilling 2000).

Wurden die Modelle mit dem **Pindex-Modellsystem** hergestellt, so verblieben die 14 eingeklebten Metallpins im Zahnkranz, die entsprechende Anzahl Kunststoffhülsen im Modellsockel. Insgesamt sind zur Modellherstellung 150 g Gips Typ IV verwendet worden. Dies deckt sich auch mit den Untersuchungen von Schilling und entsprechenden Praxisrecheren (140 – 170 g) (Schilling 2000).

7 SCHLUSSFOLGERUNGEN

7.1 Modell- und Dubliersystem nach Rath

Das *MODU-Modellsystem* steht aufgrund der vorliegenden Untersuchungsergebnisse von der Schnelligkeit her gesehen an zweiter Stelle. Die Anwendung ist leicht zu erlernen und sowohl für den geübten Zahntechniker als auch für das Praxispersonal ohne Mühe durchzuführen. Probleme bei der vorliegenden Studie traten nicht auf, nach dem Sägen waren die Segmente sicher in der Arbeitsplatte fixiert.

Im Rahmen dieser Modell-Herstellungsvariante war wie bei den beiden anderen getesteten Modellsystemen ebenfalls die Expansion des Superhartgipses nachzuweisen. Im ungesägten Zustand resultierte eine positive Dimensionsänderung in der Größenordnung von durchschnittlich + 0,029 mm pro Implantat. Wie vom Hersteller gefordert, musste der Zahnkranz in mehrere Segmente gesägt werden, um die Gipsexpansion auszugleichen (Rath 2006), (Rath 2002). Dieses Segmentieren erwies sich, bedingt durch das Heraustrennen der lingualen Anteile und dem bedingt durch die Plattenform massiveren Zahnkranz, aufwändiger als bei den anderen Systemen. Allerdings spiegelt sich das in der Gesamt-Herstellungszeit (43 Minuten) nicht wieder, da sich die Modellvorbereitung bis zum Ausgießen des Abformnegatives auf das Beschneiden des Abdruckes beschränkt (entfällt durch optimiertes Standardmodell).

Die erreichbare Präzision spricht für das MODU-Modellsystem. Nach dem Segmentieren näherten sich die Messwerte wieder den Originalwerten an.

Neben der einmaligen Anschaffung entstehen durch die wieder verwendbaren Systemkomponenten keine Kosten außer einem Sprühstoß Silikonöl und dem reinen Gips (130 g, 0,61 €). Mit MODU lassen sich Präzisionsmodelle am preiswertesten anfertigen (Rath 1996a). Ein weiterer Vorteil ergibt sich bei der Entsorgung nach Abschluss der Arbeiten, da hierbei ebenfalls nur der Superhartgips entsorgt werden muss.

Durch das Zubehör lässt sich MODU universell im Laboralltag einsetzen. Für alle Arbeiten vom Herstellen identischer, feuerfester Modelle (Modellguss, Kombinationsprothetik) oder Modellstümpfe (Keramik-Einzelzahnversorgung) bis hin zu Duplikatprothesen ist dieses Modellsystem geeignet (Rath 1995a), (Rath 1996b). Ebenfalls durchdacht sind die desinfizierbaren, wieder verwendbaren Transportboxen, in denen sich die Arbeiten sicher zwischen Zahnarztpraxis und Dentallabor versenden lassen (Rath 1995b).

7.2 Giroform-Modellsystem

Das als **Giroform** weiterentwickelte und verbesserte Zeiser-Modellsystem erwies sich in der vorliegenden Studie als zügigste Methode der Präzisions-Sägemodellherstellung. Die große Komplexizität des Systems erfordert jedoch eine gewisse Routine beim Einsatz. Dessen ungeachtet konnte schon ein Trainingseffekt bei den eigenen Untersuchungen nachgewiesen werden.

Die Arbeitsvorbereitung erwies sich als umfangreicher als bei den anderen Systemen. Das Beschneiden der Abformung entfiel aufgrund der idealisierten Form des Standardmodells. Das Abformnegativ musste auf dem Abdruckträger, dieser auf dem zum System gehörigen Pinbohrgerät fixiert werden, um die Sockelplatten vorzubereiten. Nach dem Bohrvorgang konnte der Sockel mit Pins bestückt werden. Nun erst erfolgten das Ausgießen des Zahnkranzes mit Superhartgips und das Positionieren der Sockelplatte. Allerdings war die Modellherstellung incl. Sägeschnittherstellung mit durchschnittlichen 41 Minuten sogar noch zwei Minuten schneller als MODU.

Nach dem Sägen waren die einzelnen Segmente sicher im Kunststoffsockel fixiert. Selten wurde ein Pin angesägt. Wenn doch, konnte sich dieser aus dem Zahnkranzgips lösen. Somit musste dieses Modell dann wegen möglicher Verfälschungen beim Wiedereinkleben erneuert werden. Daher ist die Zeitersparnis gegenüber MODU nicht als sicher kalkulierbar anzusehen.

Ungesägt lieferten auch die Modelle, die mittels Giroform angerfertigt worden sind, eine Vergrößerung der Ursituation (durchschnittlich + 0,023 mm pro Implantat). Beim Lösen des Zahnkranzes vom Sockel konnte dieser bei unsachgemäßem Handeln durch die grazile, systembedingte Form zerbrechen, was ebenfalls eine Neuanfertigung erforderte.

Nach der Segmentherstellung näherten sich auch hier die Messwerte wiederum denen des Standardmodells an. Es konnten somit hochpräzise Meistermodelle erstellt werden. Dabei zeigten die Giroform-Modelle die geringste Streuung der Messwerte.

Allerdings sind die Anschaffungskosten für das Giroform-System durch die benötigten Geräte am gravierendsten. Als Folgekosten müssen pro Modell 1,41 € bei 30 g Gips (Fuji-Rock) und 14 Pins und einer Sockelplatte kalkuliert werden. Jedoch kann das Giroform nicht als optimal umweltverträglich angesehen werden. Bei jedem Meistermodell fällt eine, wenn auch recycelbare Kunststoffplatte sowie ein mit Metallpins bestückter Zahnkranz an.

Wie auch bei MODU gibt es wiederum Zubehör, welches den Einsatzbereich des Giroform-Systems erweitern kann. Es besteht die Möglichkeit, einzelne Modellteile in Einbettmassestümpfe umzuwandeln und somit für die Herstellung vollkeramischer Restaurationen im Artikulator zu nutzen (AmannGirrbach 2004).

7.3 Pindex-Modellsystem

Das **Pindex-Modellsystem** erweist sich als einfach zu erlernende, aber zeitaufwändige Methode der Modellherstellung. Allerdings kann dessen Präzision, besonders bei der Anfertigung implantatgetragener, großspanniger Suprakonstruktionen nicht mit den anderen getesteten Modellsystemen konkurrieren.

Nach dem Ausgießen des Zahnkranzes musste dieser bearbeitet und gepinnt werden, bevor der Gipssockel hergestellt werden konnte. Im ungesägten Zustand resultierte bei der Modellherstellung mittels Pindex mit durchschnittlich + 0,03mm pro Implantat die größte positive Dimensionsänderung zum Standardmodell.

Ähnlich der Modellanfertigung mittels Giroform-System bestand die Gefahr, beim Segmentieren Pins anzusägen. Beim weiteren Arbeiten konnten sich diese aus dem Zahnkranz lösen. Ein Wiedereinkleben wurde wegen der möglichen Verfälschung der Situation im Rahmen der vorliegenden Studie nicht in Betracht gezogen. Ein weiteres Problem trat beim Lösen des Zahnkranzes vom Gipssockel auf. Trotz der nötigen Vorsicht konnte dieser zerbrechen. Somit mussten die betroffenen Modelle ebenfalls verworfen werden.

Nach der Segmentherstellung verschlechterten sich die Messwerte bedingt durch die Abbindeexpansion des Sockelgipses nochmals (durchschnittlicher Fehler pro Implantat + 0,045mm).

Die Anschaffungskosten für das Pindex-Modellsystem halten sich in Grenzen, die Kosten für die Modellherstellung beliefen sich in der durchgeführten Studie auf 1,70 € pro Modell (150 g Gips, 14 Pins + Hülsen) und stellten mit Abstand die größten Folgekosten im Modellvergleich dar. Bei der Entsorgung alter Meistermodelle verbleiben die Metallpins und Kunststoffhülsen im Gips, damit ist das Recycling erschwert.

Das Pindex-Modellsystem ist das ungünstigste in Bezug auf Universalität. Zusammenfassend unterliegt das Pindex den anderen getesteten Modellsystemen deutlich und sollte daher nicht als System der ersten Wahl zur Herstellung von Präzisionszahnersatz in Betracht kommen.

7.4 Resümee

Für die Herstellung von Präzisionszahnersatz ist es unabdingbar, auf einem der Mundsituation identischen Meistermodell zu arbeiten. Bedingt durch die schon seit langem bekannte Abbindeexpansion von Modellgips liefern auch optimale Abformnegative nach dem Ausgießen vergrößerte Abformpositive. Allerdings muss für osseointegrierte Implantate eine Möglichkeit gefunden werden, besonders für großspannige Suprakonstruktionen auf einem dreidimensional exakten Meistermodell spannungsfrei passende Gerüste anzufertigen (Wise 2001), (Watanabe et al. 2000), (Assif et al. 1999), (Herbst et al. 2000), (Inturregui et al. 1993), (Wichmann 1992).

In der heutigen Literatur finden sich kein spezieller Vergleich von Modellsystemen oder Hinweise zur optimalen Modellherstellung in der Implantatprothetik. Um im Mund spannungsfrei passende Gerüste herzustellen, ist die Galvanotechnik ein Weg, diese durch die Technologie auftretenden Dimensionsunterschiede auszugleichen (Krampich 2001). Ziel dieser Untersuchungen war es, außerhalb des Mundes (Labortechnologie) ein Fein-Screening durchzuführen, um Empfehlungen zur Modellherstellung geben zu können. Anhand der Untersuchungsergebnissen wird deutlich, dass mit ausgereiften Meistermodell-Systemen aus Gips (Zahnkranz) die Verfälschung durch die Expansion beim Abbinden ausgeglichen werden kann.

Die Aspekte einer komplikationslosen Oralchirurgie im Rahmen der Implantatversorgung werden von der Planung, der Implantatsetzung, dem Belastungszeitpunkt bis zum Recall gegenwärtig immer tiefer durchleuchtet (Neunert 2006). Doch nur, wenn nach optimal gewonnenen Abformungen einer Implantatsituation in der Mundhöhle identische Meistermodelle gefertigt werden, kann die Forderung nach spannungsfrei sitzenden Gerüsten erfüllt werden.

Bei der Auswertung der Messwerte der vorliegenden Untersuchung weisen alle getesteten Modellsysteme im ungesägten Zustand eine positive Dimensionsänderung (Expansionswerte) zum Standardmodell auf. Die Unterschiede zwischen den Systemen waren dabei nicht signifikant (10 % Niveau). Wie auch schon Vigolo und Milstein feststellten, verschlechterten sich die Messwerte von Pindex-Modellen nach dem Segmentieren gegenüber einer ungesägten Situationen, während sich die Werte des Zeiser-Sägemodells wieder denen ihres Urmodells annäherten (Egger 2000), (Schilling 2000), (Vigolo und Millstein 1993). In der vorliegenden Studie waren ebenfalls alle ungesägten Modelle bezüglich der Dimensionengenauigkeit gegenüber dem Standardmodell als günstiger anzusehen als das Pindex-Sägemodell.

Ein Quantensprung in der erreichbaren, dreidimensionalen Genauigkeit der Meistermodelle zur Ursituation liefern die segmentierten Modelle, die mit Hilfe des MODU nach Rath oder dem Zeiser-Nachfolger Giroform hergestellt worden sind. Zwischen MODU und Giroform war dabei kein signifikanter Unterschied nachzuweisen.

Weiterführende Untersuchungen im Vergleich mit Modellen aus Epoxidharz wären sicherlich interessant. Ebenfalls können extraorale Untersuchungen zur Genauigkeit im Vergleich zwischen herkömmlicher Gusstechnologie (Einstück) und der den Markt erobernden computergestützten Gerüstherstellung einen weiteren Nutzen für die Fertigung von optimal passfähigem und langjährig funktionsfähigem Zahnersatz bringen (Al-Fadda et al. 2007).

Nach den vorliegenden Untersuchung sollten gewissenhaft arbeitende Zahnärzte und Zahntechniker, besonders im Rahmen der Anfertigung größerer, implantatgetragener Suprakonstruktionen, zur Minimierung der Fehler auf segmentierte Platten- oder Schalensysteme (MODU, Giroform) zurückgreifen. Falls aus laborinternen Gründen nicht auf die Modellherstellung mittels Gipssockelsystemen (Pindex) verzichtet werden kann, so dürfen diese Modelle auf keinen Fall segmentiert werden, um den Fehler möglichst gering zu halten.

Vorteil von MODU und Giroform sind neben der Präzision auch die geringen Herstellungszeiten bis zum fertigen Meistermodell. Bei der Vermessung der Giroform-Modelle konnte die geringste Streuung der Messwerte nachgewiesen werden. Allerdings ist dieses System sowohl in der Anschaffung als auch bezüglich der Folgekosten teurer als das MODU-System. Ein weiterer Vorteil des MODU- gegenüber dem Giroform-System besteht in der Universalität dieses Systems sowie der Entsorgung der Altmodelle, da nur Klasse-IV-Gips und nicht Pins oder Kunststoffplatten als Abfall anfallen.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. 2007. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont*, 20 (2):125-131.
2. Alsaadi G, Quirynen M, Komarek A, van Steenberghe D. 2007. Impact of local and systemic factors on the incidence of oral implant failures, up to abutment connection. *J Clin Periodontol*.
3. AmannGirrbach. 2004. Gebrauchsanweisung Giroform Koblach (A):
4. Anding A. 2005. Optimale Modellherstellung mit Hilfe des Giroformsystems Jena:
5. Andritsakis DP. 1990. [The Pindex system in the construction of removable dies]. *Odontostomatol Proodos*, 44 (6):427-436.
6. Aramouni P, Millstein P. 1993. A comparison of the accuracy of two removable die systems with intact working casts. *Int J Prosthodont*, 6 (6):533-539.
7. Assif D, Marshak B, Nissan J. 1994. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent*, 71 (6):589-591.
8. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. 1999. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (6):885-888.
9. Bader F, Setz J. 1992. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *dentlab*, 3:421.
10. Biffar R, Bittner B. 1989. Der Einfluß verschiedener Löffelformen auf das Abformergebnis. *DtschzahnZ*, 44:624.
11. Blümel R, Brudach E. 1975. Modellwerkstoffe und Spezialmodelle. *Zahntechnik*, 16:382.
12. Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W, Jr. 1985. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent*, 54 (2):170-172.
13. Bücking W, Suckert R. 1995. Implantatprothetik. München: Neuer Merkur.
14. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. 1997. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent*, 77 (1):68-75.
15. Cekic C, Akca K, Cehreli MC. 2007. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int*, 38 (6):e291-297.
16. Chaffee NR, Bailey JH, Sherrard DJ. 1997. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part I: Single die. *J Prosthet Dent*, 77 (2):131-135.
17. Covo LM, Ziebert GJ, Balthazar Y, Christensen LV. 1988. Accuracy and comparative stability of three removable die systems. *J Prosthet Dent*, 59 (3):314-318.
18. Czerninski R, Kaplan I, Almozino G, Maly A, Regev E. 2006. Oral squamous cell carcinoma around dental implants. *Quintessence Int*, 37 (9):707-711.
19. d'Hoedt B, Schulte W. 1987. [Possibilities and long term results of use of Tübinger implants (Frialit)]. *Zwr*, 96 (2):118-121.
20. DeLuca S, Zarb G. 2006. The effect of smoking on osseointegrated dental implants. Part II: Peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont*, 19 (6):560-566.
21. DIN. 1976. Deutsches Institut für Normung, Zahnärztliche Werkstoff, Gips
22. Duke P, Moore BK, Haug SP, Andres CJ. 2000. Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent*, 83 (4):466-473.
23. Egger C. 2000. Experimentelle Vergleichsanalyse zum Ausmaß horizontaler und vertikaler Dimensionsänderung bei der Herstellung von Sägeschnittmodellen anhand der Modellsysteme Quick-Pin und MODU Jena:
24. Fieber WH. 1997. Mit Grips an Gips. *Quintessenz d Zahntechnik*, 4:447.
25. Franz G. 1975. Das Dimensionsverhalten zahnärztlicher Hartgipse Hamburg:
26. Franz G. 1979. Günstigster Zeitpunkt zum Weiterarbeiten auf einem Hartgipsmodell. *DtschzahnZ*, 34:694.

27. Franz G. 1980. Vom Abdruck zum Modell. Quintessenz d Zahntechnik, 6:563.
28. Franz G. 1981. [Handling of plaster of paris in the preparation of precision models]. dentlab, 29 (1):65-70.
29. Freesmeyer WB. 2000. Aspekte zur Präzision in der Implantatprothetik. Ist die perfekte Übertragung der Implantatposition in die Modellsituation bereits möglich?
30. Freesmeyer WB. 2001. Misserfolge in der festsitzenden Prothetik – Nur ein zahnärztliches Problem? AG Dentale Technologie e.V.
31. gc Datenblatt Fujirock <http://www.gceurope.com/de/products/detail.php?id=82>.
32. HeraeusKulzer. 2005. Produkte für das Labor Hanau:
33. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. 2000. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. J Prosthet Dent, 83 (5):555-561.
34. Hermann F, Lerner H, Palti A. 2007. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dent, 16 (2):165-175.
35. Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB. 2002. Delayed linear expansion of improved dental stone. J Prosthet Dent, 88 (1):26-31.
36. Hinode D, Tanabe S, Yokoyama M, Fujisawa K, Yamauchi E, Miyamoto Y. 2006. Influence of smoking on osseointegrated implant failure: a meta-analysis. Clin Oral Implants Res, 17 (4):473-478.
37. Hinzberg H. 2007. Die Weiterentwicklung vom Zeiser- zum Giroform-Modellsystem
38. Hofmann M. 1972. Abformung und Modell - Zielsetzung aus klinischer Sicht. DtschzahnZ, 27:85.
39. Höft H. 1989. Rund um den Dentalgips. dentlab, 3:359.
40. Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, Wichmann M. 2007. Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. Quintessence Int, 38 (1):67-73.
41. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. 1993. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent, 69 (5):503-509.
42. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. 2007. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. Clin Oral Implants Res, 18 (5):575-580.
43. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. 2005. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. Implant Dent, 14 (2):157-165.
44. Kenyon BJ, Hagge MS, Leknius C, Daniels WC, Weed ST. 2005. Dimensional accuracy of 7 die materials. J Prosthodont, 14 (1):25-31.
45. Kimmel K, Pfannenstiel H. 1968. Das rationelle Labor - Ergonomie in der Zahntechnik Verlag neuer Merkur.
46. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. 2004. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. J Oral Rehabil, 31 (5):477-482.
47. Krampich M. 2001. Suprakonstruktionen aus Implantaten – Entspannung durch Galvanotechnik
48. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. 2000. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. Clin Oral Implants Res, 11 Suppl 1:146-155.
49. Lehmann KM. 1986. Fehlerfreie Modellherstellung - Lufteinschlüsse sind vermeidbar. dentlab, 34:129.
50. Lehmann KM, Wengeler U. 1985. Untersuchungen zur Genauigkeit verschiedener zahntechnischer Modellsysteme. dent-lab, 5:613.
51. Marxkors. 1985. Abformfehler und deren Vermeidung. zahn Welt, 84:446-473.
52. Marxkors M. 1993. Lehrbuch der Zahnärztlichen Prothetik. 2. Aufl. München: Hanser-Verlag.
53. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. 2004. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants, 19 (2):192-198.
54. Neunert T. 2006. Individuelle Bestimmung des Zeitpunktes zum Beginn der prothetischen Belastung eines dentalen enossalen Implantates mittels Resonanzfrequenzanalyse Jena:

55. Ormianer Z, Palti A. 2006. Long-term clinical evaluation of tapered multi-threaded implants: results and influences of potential risk factors. *J Oral Implantol*, 32 (6):300-307.
56. Pack M, Roser K, Eufinger H. 1999. Integration of periorbital titanium implants in irradiated bone: case report and histologic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (2):290-294.
57. Palmer S, Brix M, Benateau H. 2001. [The complex facial prosthesis. The value of bone-anchored maxillofacial prostheses in the treatment of extensive loss of facial tissue]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 102 (5):261-265.
58. Peroz I. 1988. Dimensionsstabilität von Polyäther-, Polysulfid- und Silikonabformmassen sowie Härte der Gipsausgüsse nach Desinfektion *DtschzahnZ*, 43:1066.
59. Perry J, Lenchewski E. 2004. Clinical performance and 5-year retrospective evaluation of Frialit-2 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (6):887-891.
60. Pospiech P, Rammelsberg P. 1994. Die Abformung mit Polyethetmassen - erste klinische Erfahrungen mit dem Pentamixgerät. *Die Quintessenz*, 45:943.
61. Rath E. 1990. Ein neues Modell- und Dubliersystem, High-Tech-Fertigung für mehr Präzision. *dent-lab*, 9.
62. Rath E. 1991. Die Herstellung feuerfester Stümpfe mit dem Dubliersystem nach Rath. *dentlab*, 3.
63. Rath E. 1992. Das patentierte Modell- und Dubliersystem nach Rath. *Quintessenz d Zahntechnik*, 18:1397.
64. Rath E. 1995a. Doublersystem. *Dental-Labor*, 43.
65. Rath E. 1995b. Für die Umwelt: pffiffe Verpackung. *dentlab*, 43:1350
66. Rath E. 1996a. Kostendämpfung im Dentallabor für den kostenbewußten Zahntechniker kein Problem. *dentlab*, 44:660-664.
67. Rath E. 1996b. Herstellung identischer totaler Duplikatprothesen
68. Rath E Herstellung eines Sägemodells <http://www.modu.de/deutsch/saege.html>.
69. Rath E. 2006. Einfaches Arbeiten mit dem MODU Jena.
70. Rehmann P, Noack T, Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. 2006. Die Heavy-Body-Wash-Technik als Abformverfahren in der Implantatprothetik. *zwr*, 115 (7+8).
71. Rehse C, Rehse M. 1999. Marburger Gipstagung 1999 Marburg:
72. Roos-Jansaker AM. 2007. Long time follow up of implant therapy and treatment of peri-implantitis. *Swed Dent J Suppl*, (188):7-66.
73. Saxer UP, Walter C, Bornstein MM, Klingler K, Ramseier CA. 2007. [Impact of tobacco use on the periodontium--an update. Part 2: Clinical and radiographic changes in the periodontium and effects on periodontal and implant therapy]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 117 (2):153-169.
74. Schilling H. 2000. Experimentelle Vergleichsanalyse der Arbeits- und Materialökonomie sowie Erfolgsbilanz unterschiedlicher Modellsysteme Jena:
75. Schlegel KA, Schultze-Mosgau S, Eitner S, Wiltfang J, Rupprecht S. 2004. Clinical trial of modified ankylos implants for extraoral use in cranio- and maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 (5):716-720.
76. Schliephake H. 2003. Alte Dogmen, neue Trends
77. Schneider A, Kurtzman GM, Silverstein LH. 2001. Improving implant framework passive fit and accuracy through the use of verification stents and casts. *J Dent Technol*, 18 (4):23-25.
78. Schnellhardt U. 1989. Studien zur Genauigkeit von Sägenmodellen bei der Verwendung eines synthetischen Gipses Münster:
79. Schulte W, all e. 1992. 15 Jahre Tübinger Implantat und seine Weiterentwicklung zum Frialit-2 System. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*, 9.
80. Schwickerath H. 1980. [Commercial and individually manufactured trays. Requirements in material and use]. *Zahnarztl Mitt*, 70 (8):466-470.

81. Serrano JG, Lepe X, Townsend JD, Johnson GH, Thielke S. 1998. An accuracy evaluation of four removable die systems. *J Prosthet Dent*, 80 (5):575-586.
82. Shi B, Zhou ZM. 2004. [Analysis of stress distribution of bone around the implant on vertical loads]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 39 (3):224-226.
83. Stöbel M. 1995. Haftfestigkeit verschiedener Abformwerkstoffe am Abformträger bei neuartiger Oberflächenkonditionierung Jena:
84. Strietzel FP, Lange KP, Svegar M, Hartmann HJ, Kuchler I. 2004. Retrospective evaluation of the success of oral rehabilitation using the Frialit-2 implant system. Part 1: Influence of topographic and surgical parameters. *Int J Prosthodont*, 17 (2):187-194.
85. Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Kuchler I. 2007. Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*, 34 (6):523-544.
86. Stub JR, Türp JC, Witkowski SW, Hürzeller MB, Kern M. 1994. Curriculum Prothetik Quintessenz Zahntechnik.
87. Valderhaug J, Flostrand F. 1984. Dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. *J Prosthet Dent*, 52 (4):514-517.
88. Vigolo P, Millstein PL. 1993. Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (4):439-446.
89. Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. 2005. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 93 (6):530-539.
90. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. 2000. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (2):209-218.
91. Weibrich G, Al-Nawas B. 2001. Erfolgsaussichten implantologischer Maßnahmen [zm online](#).
92. Weibrich G, Streckbein P, Krummenauer F, Wagner W. 2006. Clinical report with up to 4 years of follow-up on a cervically modified stepped screw-type implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21 (5):795-800.
93. Welker D. 1993. Infektion des Zahntechnikers und Abdruckdesinfektion. *Quintessenz d Zahntechnik*, 1:61.
94. Welker D. 1994. Antiseptikadotierte Modellgipse? Kein Ersatz für die Desinfektion. *dentlab*, 9:1241.
95. Wengeler U. 1985. Dimensionsverhalten verschiedener zahntechnischer Modellsysteme Marburg:
96. Wichmann M. 1992. Vermeidbare Toleranzen bei Branemark-Normteilen. *Zeitschrift für Zahnärztliche Implantologie*, 8.
97. Wirz J, Wöstmann B. 2002. Die Präzisionsabformung. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis 3M ESPE.
98. Wise M. 2001. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. *J Prosthet Dent*, 86 (5):532-538.
99. Wöstmann B. 2001. Passgenauer Zahnersatz durch effektive Zusammenarbeit zwischen Zahnarzt und Zahntechniker – Erkennen und Vermeiden von Abformfehlern
100. Zeiser MP. 1981. [A new model design. A Plexiglas base effects a high degree of perfection]. *Zwr*, 90 (1):40-41.
101. Zeiser MP. 1986. [Pinless precision working models for crown and bridge technics]. *Zwr*, 95 (2):96-99.

8. Anhang

8.1 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Frau OÄ PD Dr. M. Schmidt

Frau Dr. T. Gründel, Herr Dr. F. Zöllner

Herr Dr. R. Vollandt

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers

8.2 Lebenslauf

Name	Hofmeister, Eberhard
Geburtsdatum	14.Oktober 1972
Geburtsort	Saalfeld
1979-1989	POS Clara Zetkin Kaulsdorf Abschluß 10. Klasse
1989-1992	LWKBS Gera-Liebschwitz
1992	Abitur
1992-1995	Ausbildung zum Zahntechniker
1995	Gesellenbrief
1995-2000	Zahntechniker im Dentallabor Garschke, Saalfeld und im Dentallabor Gwodsz, Saalfeld
1997	Zivildienst im DRK Saalfeld
2000-2005	Studium an der FSU Jena Fachrichtung Zahnmedizin
06.01.2006	Approbation zum Zahnarzt
seit 2006	Assistenz Zahnarzt in der PkZPW des ZZMK der FSU Jena

Ort, Datum

Unterschrift

8.3 Danksagung

Frau PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt möchte ich recht herzlich für die Vergabe des Themas und für Ihre jederzeit freundliche Unterstützung danken.

An gleicher Stelle sei dem Zahntechniker und den Firmen

ZTM Elmar Rath (MODU-Systementwickler)

Fa. AmannGirrbach, Frau ZT Andrea Anding, Frau ZT Heike Hinzberg

Fa. 3M ESPE, Frau Biedermann

Fa. Densply Friadent, Herr Rothhammer

Fa. gc Germany GmbH, Herr Schütte

für die großzügige und vertrauensvolle Bereitschellung der Modellsysteme, Gerätschaften und Materialien gedankt.

Mein Dank gilt außerdem Herrn Dr. Friedrich Zöllner und Frau Dr. Tamara Gündel des Institit für angewandte Optik der FSU Jena für die hilfsbereite Betreuung bei der Vermessung.

Weiterhin danke ich Herrn Dr. Rüdiger Vollandt für die Hilfe bei der statistischen Auswertung.

Ein besonderer Dank gilt meiner lieben Frau für das Verständnis und die Unterstützung während der Verfassung dieses Manuskriptes.